

T.C.  
YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI



**ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİDE  
CONFORMITY INDEX (CI), HOMOGENEITY INDEX  
(HI) VE QUALITY OF COVERAGE (QC)  
PARAMETRELERİNİN HESAPLANMASI VE  
HESAPLANAN DEĞERLERİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Zühal Çelik**

**Prof. Dr. Aytünç Ateş**

**Ankara, 2015**



**T.C.  
YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİDE  
CONFORMITY INDEX (CI), HOMOGENEITY INDEX  
(HI) VE QUALITY OF COVERAGE (QC)  
PARAMETRELERİNİN HESAPLANMASI VE  
HESAPLANAN DEĞERLERİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Zühal Çelik**

**Prof. Dr. Aytünç Ateş**

**Ankara, 2015**

T.C.  
YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Üç Boyutlu Konformal Radyoterapide Conformity Index (CI), Homogeneity Index (HI)  
ve Quality Of Coverage (QC) Parametrelerinin Hesaplanması ve Hesaplanan Değerlerin  
Karşılaştırılması

Zühal Çelik

Yüksek Lisans Tezi

03-06-2015

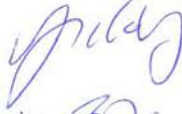
Danışman

Prof. Dr. Aytünç Ateş



Jüri

Prof. Dr. Yıldız Güney



Yrd. Doç. Dr. Süheyla Aytaç Arslan



Okuduğumuz ve Savunmasını dinlediğimiz bu tezin bir Yüksek Lisans/Doktora derecesi için  
gereken tüm kapsam ve kalite şartlarını sağladığını beyan ederiz.

Tezi Onaylayanın Adı

Doç. Dr. Özen Özensoy Güler

Bu tezin Yüksek Lisans/Doktora derecesi için gereken tüm şartları sağladığımı tasdik ederim.

## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurullar içinde elde ettiğimi, bu tezde kullanılmış olan tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

(03-06-2015)



Zühal Çelik

## TEŐEKKÜR

Tez çalıőmamın başında, her konuda yardımcı olan, yol gösteren, yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen Tıbbi Radyasyon Fizikçisi Sayın Yıldırım zgven' e,

Tez çalıőmamın başından bu yana, çalıőmamda bana yardımcı olan ve her türlü imkânı sağlayan Cumhuriyet Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyasyon Fizikçisi Sayın Betül zyrek' e ve tüm hastane çalıőanlarına,

Bu tez çalışmasının her aşamasında yardım ve desteğini esirgemeyen değerli danıőmanım Sayın Prof. Dr. Aytünç Ateş' e,

Tez çalıőmamın sonucunda elde ettiğim verilerin istatistiksel analizinde yardımlarını esirgemeyen Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Biliőim Anabilim Dalı Araőtırması Görevlisi Sayın Pervin Demir' e,

Her zaman, bana sınırsız imkânlar sunmaya çalıőan, sürekli maddi ve manevi her yönden destek olan, attığım her adımda arkamda olan çok sevgili aileme,

En içten duygularımla yürekte teőekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	<b>iv</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>v</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>vi</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>xiii</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>5</b>
2.1. Temel Radyoterapi Fiziği.....	5
2.1.1. Madde ve Atom.....	5
2.1.2. Atomun Yapısı.....	5
2.1.3. Atomun Bağlanma Enerjisi ve Elektron Enerji Düzeyleri.....	7
2.1.4. Radyasyon ve Elektromanyetik Dalga.....	8
2.1.5. Radyoaktivite.....	9
2.1.6. Radyoaktivitenin Özellikleri.....	10
2.1.7. Radyasyon Kaynakları.....	11
2.1.8. X-Işını Üretimi.....	12
2.1.9. Radyasyonun Maddeyle Etkileşimi.....	14
2.2. Tedavi Planlama.....	22
2.2.1. Tümör Lokalizasyonu ile İlgili Tanımlamalar.....	23
2.2.2. İmmobilizasyon ve Simülasyon.....	27
2.3. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT).....	32
2.4. Planın Değerlendirilmesi.....	35
2.4.1. Doz Volüm Histogramları.....	35
2.4.2. Conformity Index.....	36
2.4.3. Homojenite Index.....	41
2.4.4. Quality of Covarage.....	43
2.5. Akciğer Kanseri.....	44
2.5.1. Sıklık, Etiyolojik ve Epidemiyolojik Faktörler.....	44
2.5.2. Anatomi, Hastalığın Yayılımı ve Tanı.....	44
2.5.3. Histopatolojik Tipler.....	45
2.5.4. Evreleme.....	45

2.5.5. Tedavi.....	47
2.5.6. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi.....	47
2.5.7. Radyoterapi Tekniği.....	48
2.5.8. Yan Etkiler.....	52
2.5.9. İzlem.....	52
2.6. Mide Kanseri.....	52
2.6.1. Sıklık, Etiyolojik ve Epidemiyolojik Faktörler.....	52
2.6.2. Anatomi ve Hastalığın Yayılımı.....	53
2.6.3. Histopatolojik Tipler.....	54
2.6.4. Tanı ve Evreleme.....	54
2.6.5. Prognoz.....	56
2.6.6. Tedavi.....	56
2.6.7. Radyoterapi.....	57
2.6.8. Radyoterapi Tekniği.....	57
2.6.9. Yan Etkiler.....	60
2.6.10. İzlem.....	61
2.7. Rektum Kanseri.....	61
2.7.1. Epidemiyoloji ve Etiyoloji.....	61
2.7.2. Anatomi.....	62
2.7.3. Yayılma Yolları ve Klinik Bulgular.....	62
2.7.4. Tanı ve Evreleme.....	63
2.7.5. Tedavi Prensipleri ve Uygulama İlkeleri.....	64
2.7.6. Radyoterapi Teknikleri.....	64
2.7.7. Doz Önerileri.....	67
2.7.8. Yan Etkiler.....	67
2.7.9. İzlem.....	68
2.8. Beyin Tümörleri.....	68
2.8.1. Epidemiyoloji ve Etiyolojik Faktörler.....	68
2.8.2. Anatomi ve Hastalığın Yayılımı.....	68
2.8.3. Tanı ve Prognoz.....	70
2.8.4. Tedavi.....	70
2.8.5. Radyoterapi Tekniği.....	70
2.8.6. Yan Etkiler.....	73



2.8.7. İzlem.....	73
<b>3. MATERYAL ve YÖNTEM.....</b>	<b>74</b>
3.1.1. Lineer Hızlandırıcılar.....	74
3.1.2. Lineer Hızlandırıcıların Temel Yapısı.....	75
3.1.3. Modülatör.....	75
3.1.4. Elektron Tabancası.....	75
3.1.5. RF Güç Kaynağı.....	76
3.1.6. Magnetron.....	76
3.1.7. Klystron.....	76
3.1.8. Hızlandırıcı Tüp.....	76
3.1.9. Kolimatör Sistemi.....	77
3.1.10. Varian Clinac DHX Model Linak Cihazı.....	79
3.1.11. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi.....	79
3.2. Yöntem.....	81
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>84</b>
4.1. Akciğer Kanserine Ait Bulgular.....	86
4.2. Mide Kanserine Ait Bulgular.....	96
4.3. Rektum Kanserine Ait Bulgular.....	106
4.4. Beyin Tümörüne Ait Bulgular.....	116
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>126</b>
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....</b>	<b>132</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>134</b>
<b>8. EKLER.....</b>	<b>139</b>
<b>EK-1. ARAŞTIRMANIN YAPILMASI İÇİN GEREKLİ İZİN YAZISI...</b>	<b>139</b>

## ÖZET

### Üç Boyutlu Konformal Radyoterapide Conformity Index (CI), Homogeneity Index (HI) ve Quality Of Covarage (QC) Parametrelerinin Çeşitli Kanser Türlerine Göre Hesaplanması ve Hesaplanan Değerlerin Karşılaştırılması

Bu çalışmada; Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı' nda Akciğer CA, Mide CA, Rektum CA ve beyin tümörü tanısı konmuş toplam yüz yirmi hastada 3BKRT tekniği kullanılarak yapılan tedavi planlarının ve tedavi kalitesinin, RTOG ile ICRU tarafından önerilen tedavi protokollerine uygun olup olmadığı araştırılmıştır.

Hastaya ait BT görüntüleri DICOM aracılığı ile Varian Eclipse tedavi planlama sistemine aktarılmıştır. 3BKRT tekniğinde kanser türlerine göre PTV' ye farklı fraksiyon dozları ile toplamda farklı dozlar verilmiştir.

Çalışmamızda 120 adet 3BKRT planı incelenmiş olup referans izodoz hacmi, target volüm, PTV içerisinde saptanan maksimum doz miktarı, PTV içerisinde saptanan minimum doz miktarı, referans izodoz miktarı, PTV' nin %2'sinin, %50'sinin ve %98' inin aldığı doz miktarları hesaplanmış, DVH' ler incelenmiştir.

Çalışılan hastanede tüm CI, HI ve üç hastalık grubuna ait QC değerleri RTOG ile uyum içerisinde. ICRU83' e göre hesaplanan tüm HI değerleri de protokole uygundur. Fakat beyin tümörüne ait ortalama QC değeri protokole aykırı olarak hesaplanmıştır. Çalışılan klinikte bu hesaplamalar verilen hastalık grupları için bir standart oluşturmuş, şu anki şartlarda bu değerlerin altına ortalama olarak inilmesinin mümkün olmadığı sonucuna varılmıştır. İncelenen kanser türlerinin cinsiyetlere göre dağılımı yapılmış olup, yaş ortalamaları dikkate alınarak; cinsiyet ve yaşa bağlı bir istatistik elde edilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Conformity Index, Homojenite Index, Üç boyutlu konformal radyoterapi, Quality Of Covarage

## **ABSTRACT**

### **In Three Dimensional Conformal Radiotherapy; Conformity Index (CI), Homogeneity Index (HI) and Quality Of Covarage (QC) Values Calculation and Compare Calculated Values For Some Types Of Cancer**

In this study, in Cumhuriyet University Faculty of Medicine Hospital Department of Radiation Oncology it was investigated total of one hundred and twenty patients who are diagnosed Lung CA, Gastric CA, Rectal CA and brain tumors that using 3BKRT technique for the treatment plans and treatment quality whether appropriate treatment protocols recommended by the RTOG and ICRU.

CT images of patients are transferred via DICOM to the Varian Eclipse treatment planning system. According to the types of cancer 3BKRT technical PTV different fractions with different doses in total doses were administered.

In this study 120 3BKRT plans were examined and reference isodose volume, the target volume, the maximum dose is detected in PTV, the minimum dose is detected in PTV, reference isodose amount, PTV 's 2% of 50% and 98% dose was calculated, DVH ' s were examined.

In the hospital which is worked all CI, HI and three disease groups values QC are in compliance with the RTOG . But the average value of a brain tumor QC is calculated as contrary to protocol. According to ICRU83 all HI values are calculated suitable by the protocol. Working in the clinic has established a standard for these calculations given disease groups was not possible to conclude that descended below the average of these values in the current conditions. The distribution is made according to the gender of the types of cancer studied, considering the average age; gender and age-related statistics were obtained.

**Key words:** Conformity Index, Homogeneity Index, Three-dimensional conformal radiotherapy, Quality of Covarage

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

2B	: 2 Boyutlu
3B	: 3 Boyutlu
3BKRT	: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
AJCC	: American Joint Committee on Cancer/Amerikan Ortak Kanser Komitesi
akb	: Atomik Kütle Birimi
BEV	: Beam's Eye View/Işının Gözle Görünümü
Bq	: Becquerel
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
BT-Sim	: Bilgisayarlı Tomografi Simülatörü
C	: Coulomb
c	: Işık hızı
CA	: Kanser
CBCT	: Cone Beam Computerized Tomography/Koni Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
cGy	: Santi Gray
CI	: Conformity Index/Konformite İndeks
Ci	: Curie
CTV	: Clinical Target Volume/Klinik Hedef Volüm
ÇYK	: Çok Yapraklı Kolimatör
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine/Dijital Görüntüleme ve Tıpta İletişim
DRR	: Digitally Reconstructed Radiograph/Dijital yapılmış görüntüler
DVH	: Doz Volüm Histogramı/Doz Hacim Histogramı
E	: Enerji
EMD	: Elektromanyetik dalga
Fr	: Fraksiyon
GTV	: Gross Tumor Volume/Gros Tümör Hacimi
Gy	: Gray
HI	: Homogeneity Index/Homojenite İndeksi
ICRU	: Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi

IM	: Internal marj
Imax	: Maksimum doz
Imin	: Minimum doz
ITV	: Internal Target Volume/İnternal Hedef Hacim
IV	: Irradiated Volume/Işınlanan Hacim
keV	: Kilo elektronvolt
KRT	: Kemoradyoterapi
KT	: Kemoterapi
LET	: Lineer Enerji Transferi
Linak	: Linear Acceleratör /Lineer Hızlandırıcı
m	: Kütle
MeV	: Mega elektronvolt
MR	: Manyetik Rezonans
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	: Kütle numarası
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
PRV	: Planlanan Risk Altındaki Organ
PTV	: Planning Target Volume/Planlanan Hedef Hacim
QC	: Quality of Coverage/Kapsama Kalitesi
RAO	: Risk Altındaki Organ
RI	: Referans İzodoz
RT	: Radyoterapi
RTOG	: Radiotherapy Oncology Group/Radyoterapi Onkoloji Grubu
SM	: Set-up Marjı
SBRT	: Stereotaktik Beden Radyoterapisi
SRC	: Stereotaktik Radyocerrahi
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
TV	: Target Volume/Hedef Hacim
USG	: Ultrasonografik Görüntüleme
VMAT	: Volumetric Modulated Arc Therapy/Hacim Ayarlı Açık Terapi
X, Y	: Herhangi bir elementin simgesi
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
Z	: Atom numarası

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Atomun basit gösterimi.....	5
Şekil 2.2. Atomda elektron yörüngelerinin ve farklı enerji seviyeleri.....	7
Şekil 2.3. Elektromanyetik spektrum.....	9
Şekil 2.4. X-ışını tüpünün şematik yapısı.....	12
Şekil 2.5. Elektronun, hedef çekirdeğin Coulomb alanından etkilenerek frenlenmesi.....	13
Şekil 2.6. Fotonların ortamdaki azalması.....	14
Şekil 2.7. Koherent saçılma olayının şematik gösterimi.....	15
Şekil 2.8. Fotoelektrik olayın şematik gösterimi.....	16
Şekil 2.9. Compton olayının şematik gösterimi.....	17
Şekil 2.10. Çift oluşumu ve yok olma olaylarının şematik gösterimi.....	18
Şekil 2.11. Nötron, çekirdek elastik çarpışmasının şematik gösterimi.....	20
Şekil 2.12. Nötron, çekirdek inelastik çarpışmanın şematik gösterimi.....	21
Şekil 2.13. Nötron yakalama olayının şematik gösterimi.....	21
Şekil 2.14. Proton ışınlamalarında Bragg piki.....	22
Şekil 2.15. ICRU 62' de tanımlanmış GTV, CTV, ITV, PTV' nin şematik olarak gösterimi.....	26
Şekil 2.16. Beyin tümörü planına ait GTV, CTV, PTV alanlarının şematik gösterimi.....	26
Şekil 2.17. Baş altı desteği, baş boyun maskesi.....	27
Şekil 2.18. Kanatlı kol tutacağı (wing board) .....	27
Şekil 2.19. Rektum ışınlamaları için tasarlanmış yatak (belly board).....	28
Şekil 2.20. Lateral (a) ve ön (b) alanlar için konvansiyonel simülasyon filmleri.....	29
Şekil 2.21. BT çekimi sırasında hasta üzerinde lazerlerin belirlenmesi.....	30
Şekil 2.22. Planlama yapılacak olan bir hastaya ait BT çekimi.....	31
Şekil 2.23. BT Simülatör cihazı ve planlama yapılan bilgisayarlar.....	32
Şekil 2.24. BT çekiminde referans noktasının belirlenmesi.....	32
Şekil 2.25. Üç boyutlu planlama.....	33
Şekil 2.26. Kişiye özel hazırlanmış blok (foton ışınlaması için).....	33
Şekil 2.27. Çok yapraklı kolimatör (MLC) .....	34

<b>Şekil 2.28.</b>	3BKRT planlama.....	35
<b>Şekil 2.29.</b>	Doz volüm histogramları.....	36
<b>Şekil 2.30.</b>	Conformity Index değerlerinin çeşitli protokollere göre hesaplanması	39
<b>Şekil 2.31.</b>	$V_{RI}/TV$ oranı için olasılık.....	40
<b>Şekil 2.32.</b>	Eclipse TPS ile elde edilen doz dağılımı.....	42
<b>Şekil 2.33.</b>	Akciğerlerin vücutta yerleşimi.....	44
<b>Şekil 2.34.</b>	Akciğerlerin anatomisi.....	45
<b>Şekil 2.35.</b>	Üç boyutlu konformal radyoterapi uygulanan hastaya ait tedavi planı.....	48
<b>Şekil 2.36.</b>	RT uygulanan hasta pozisyonu.....	49
<b>Şekil 2.37.</b>	Mide anatomisi.....	53
<b>Şekil 2.38.</b>	BT' de taranan bölümün planlama görüntüsü.....	58
<b>Şekil 2.39.</b>	Mide kanseri olgusunun 3BKRT tedavi planı.....	58
<b>Şekil 2.40.</b>	Mide kanseri olgusunun 3BKRT tedavi planına ait doz volüm histogramları.....	59
<b>Şekil 2.41.</b>	Postoperatif adjuvan 3BKRT planlanan kardiya-korpus yerleşimli T4aN2M0 evresinde bir mide kanseri olgusunun planlanmasında A ve B' de lenfatik ve RAO çizimleri.....	60
<b>Şekil 2.42.</b>	Rektum anatomisi.....	62
<b>Şekil 2.43.</b>	Rektum radyoterapisinde hasta pozisyonu.....	65
<b>Şekil 2.44.</b>	Rektum hastasında 3BKRT ile yapılan tedavi planı ve doz volüm histogramı.....	66
<b>Şekil 2.45.</b>	Serebral loblar, duysal ve motor korteksler.....	69
<b>Şekil 2.46.</b>	Termoplastik maskenin hazırlanışı ve hasta immobilizasyonu.....	70
<b>Şekil 2.47.</b>	Beyin tümöründe RT uygulanan hastanın pozisyonu.....	71
<b>Şekil 2.48.</b>	RAO' ların gösterilmesi.....	71
<b>Şekil 2.49.</b>	Tüm beyin ışınlanması yapılan beyin tümörüne ait 3BKRT tedavi planı ve doz volüm histogramı.....	72
<b>Şekil 3.1.</b>	Lineer hızlandırıcının şematik temel yapısı.....	75
<b>Şekil 3.2.</b>	Kolimatör sistemi ve seçilen radyasyonun türüne göre sistem elemanlarının konumlanması.....	77
<b>Şekil 3.3.</b>	ÇYK ve geometrik özellikleri.....	78

<b>Şekil 3.4.</b> Yaprak kalınlıkları azaldıkça ÇYK' nin oluşturduğu ışınlama alanı..	78
<b>Şekil 3.5.</b> Varian marka Clinac DHX model linak cihazı ve cihaza ait gantry bölümü.....	79
<b>Şekil 3.6.</b> Bir akciğer hastasına ait BT çekiminin Eclipse programında görüntülenmesi.....	80
<b>Şekil 3.7.</b> Bir mide hastasına ait Eclipse programında hazırlanan 3BKRT planı	80
<b>Şekil 3.8.</b> Mide hastasına 3BKRT tekniğinde fraksiyon dozu, fraksiyon sayısı ve toplam doz.....	82
<b>Şekil 3.9.</b> Akciğer hastasına 3BKRT tekniğinde fraksiyon dozu, fraksiyon sayısı ve toplam doz.....	82
<b>Şekil 3.10.</b> Rektum hastasına 3BKRT tekniğinde fraksiyon dozu, fraksiyon sayısı ve toplam doz.....	82
<b>Şekil 3.11.</b> Beyin hastasına 3BKRT tekniğinde fraksiyon dozu, fraksiyon sayısı ve toplam doz.....	83
<b>Şekil 4.1.</b> İncelenen 45 kadın hastada tespit edilen hastalık yüzdeleri.....	85
<b>Şekil 4.2.</b> İncelenen 75 erkek hastada tespit edilen hastalık yüzdeleri.....	85
<b>Şekil 4.3.</b> Akciğer CA hastalarının yüzde olarak cinsiyet oranı.....	86
<b>Şekil 4.4.</b> Akciğer CA hastalarının yaş dağılımı.....	86
<b>Şekil 4.5.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Akciğer hastasındaki doz değerleri.....	87
<b>Şekil 4.6.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Akciğer hastasındaki referans izodoz oranı %96.....	87
<b>Şekil 4.7.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Akciğer hastasındaki referans izodoz oranına göre volümün hesaplanması.....	88
<b>Şekil 4.8.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Akciğer hastasına ait doz volüm histogramı.....	89
<b>Şekil 4.9.</b> PTV' ye ait %2' lik alanın aldığı doz ( %72.8) .....	89
<b>Şekil 4.10.</b> PTV' ye ait %50' lik alanın aldığı doz ( %70.1) .....	89
<b>Şekil 4.11.</b> PTV' ye ait %98' lik alanın aldığı doz ( %65.7) .....	90
<b>Şekil 4.12.</b> Hesaplanan Akciğer CI değerlerinin grafiksel gösterimi.....	93
<b>Şekil 4.13.</b> Hesaplanan Akciğer HI değerlerinin grafiksel gösterimi.....	93
<b>Şekil 4.14.</b> Hesaplanan Akciğer HI <sub>ICRU83</sub> değerlerinin grafiksel gösterimi.....	94
<b>Şekil 4.15.</b> Hesaplanan Akciğer QC değerlerinin grafiksel gösterimi.....	94



<b>Şekil 4.16.</b> Mide CA hastalarının yüzde olarak cinsiyet oranı.....	96
<b>Şekil 4.17.</b> Mide CA hastalarının yaş dağılımı.....	96
<b>Şekil 4.18.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Mide hastasındaki doz değerleri.....	97
<b>Şekil 4.19.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Mide hastasındaki referans izodoz oranı %95.....	97
<b>Şekil 4.20.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Mide hastasındaki referans izodoz oranına göre volümün hesaplanması.....	98
<b>Şekil 4.21.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Mide hastasına ait doz volüm histogramı.....	99
<b>Şekil 4.22.</b> PTV' ye ait %2' lik alanın aldığı doz ( %49.99) .....	99
<b>Şekil 4.23.</b> PTV' ye ait %50' lik alanın aldığı doz ( %48.23) .....	99
<b>Şekil 4.24.</b> PTV' ye ait %98' lik alanın aldığı doz ( %46.30) .....	100
<b>Şekil 4.25.</b> Hesaplanan Mide CI değerlerinin grafiksel gösterimi.....	103
<b>Şekil 4.26.</b> Hesaplanan Mide HI değerlerinin grafiksel gösterimi.....	103
<b>Şekil 4.27.</b> Hesaplanan Mide HI <sub>ICRU83</sub> değerlerinin grafiksel gösterimi.....	104
<b>Şekil 4.28.</b> Hesaplanan Mide QC değerlerinin grafiksel gösterimi.....	104
<b>Şekil 4.29.</b> Rektum CA hastalarının yüzde olarak cinsiyet oranı.....	106
<b>Şekil 4.30.</b> Rektum CA hastalarının yaş dağılımı.....	106
<b>Şekil 4.31.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Rektum hastasındaki doz değerleri.....	107
<b>Şekil 4.32.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Rektum hastasındaki referans izodoz oranı %96.....	107
<b>Şekil 4.33.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Rektum hastasındaki referans izodoz oranına göre volümün hesaplanması.....	108
<b>Şekil 4.34.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Rektum hastasına ait doz volüm histogramı.....	109
<b>Şekil 4.35.</b> PTV' ye ait %2' lik alanın aldığı doz ( %48.3) .....	109
<b>Şekil 4.36.</b> PTV' ye ait %50' lik alanın aldığı doz ( %47.1) .....	110
<b>Şekil 4.37.</b> PTV' ye ait %98' lik alanın aldığı doz ( %45.5) .....	110
<b>Şekil 4.38.</b> Hesaplanan Rektum CI değerlerinin grafiksel gösterimi.....	113
<b>Şekil 4.39.</b> Hesaplanan Rektum HI değerlerinin grafiksel gösterimi.....	113
<b>Şekil 4.40.</b> Hesaplanan Rektum HI <sub>ICRU83</sub> değerlerinin grafiksel gösterimi.....	114
<b>Şekil 4.41.</b> Hesaplanan Rektum QC değerlerinin grafiksel gösterimi.....	114

<b>Şekil 4.42.</b> Beyin tümörü hastalarının yüzde olarak cinsiyet oranı.....	116
<b>Şekil 4.43.</b> Beyin tümörü hastalarının yaş dağılımı.....	116
<b>Şekil 4.44.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Beyin tümörü hastasındaki doz değerleri.....	117
<b>Şekil 4.45.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Beyin tümörü hastasındaki referans izodoz oranı %96.....	117
<b>Şekil 4.46.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Beyin tümörü hastasındaki referans izodoz oranına göre volümün hesaplanması.....	118
<b>Şekil 4.47.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Beyin tümörü hastasına ait doz volüm histogramı.....	119
<b>Şekil 4.48.</b> PTV' ye ait %2' lik alanın aldığı doz ( %32.9).....	119
<b>Şekil 4.49.</b> PTV' ye ait %50' lik alanın aldığı doz ( %31.8) .....	120
<b>Şekil 4.50.</b> PTV, GTV, Sağ optik, sol optik alanlarına ait doz volüm histogramı.....	120
<b>Şekil 4.51.</b> Hesaplanan Beyin tümörü CI değerlerinin grafiksel gösterimi.....	123
<b>Şekil 4.52.</b> Hesaplanan Beyin tümörü HI değerlerinin grafiksel gösterimi.....	123
<b>Şekil 4.53.</b> Hesaplanan Beyin tümörü HI <sub>ICRU83</sub> değerlerinin grafiksel gösterimi.....	124
<b>Şekil 4.54.</b> Hesaplanan Beyin tümörü HI değerlerinin grafiksel gösterimi.....	124

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 2.1.</b> Tedavi kalitesinin belirlenmesi için önerilen parametreler.....	38
<b>Tablo 2.2.</b> <b>Tablo 2.1'</b> de formüllerde kullanılan kısaltmaların açıklaması.....	39
<b>Tablo 2.3.</b> AJCC (2009) TNM evreleme sistemi.....	46
<b>Tablo 2.4.</b> Risk altındaki organlar için doz sınırlandırmaları.....	50
<b>Tablo 2.5.</b> Tedavi dozu önerileri.....	51
<b>Tablo 2.6.</b> Mide kanseri TNM evrelemesi (AJCC 2010).....	55
<b>Tablo 2.7.</b> Mide kanseri TNM evre grupları (AJCC 2010).....	55
<b>Tablo 2.8.</b> Evrelere göre tedavi yaklaşımı.....	56
<b>Tablo 2.9.</b> Risk altındaki organlar için doz sınırlamaları.....	61
<b>Tablo 2.10.</b> Rektum kanserinde AJCC 2010 TNM sınıflaması.....	63
<b>Tablo 2.11.</b> Rektum kanserinde AJCC 2010 evre grupları.....	64
<b>Tablo 2.12.</b> Konformal planlamada volümetrik tanımlamalar.....	66
<b>Tablo 2.13.</b> Doz önerileri.....	67
<b>Tablo 2.14.</b> Beyin lobları ve merkezler.....	69
<b>Tablo 2.15.</b> Risk altındaki organlar için önerilen tolerans dozları.....	73
<b>Tablo 4.1.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Akciğer hastalarına ait veriler.....	91
<b>Tablo 4.2.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Akciğer hastalarına ait hesaplamalar...	92
<b>Tablo 4.3.</b> CI ve HI ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Akciğer)...	95
<b>Tablo 4.4.</b> QC ve HI <sub>ICRU83</sub> ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Akciğer) .....	95
<b>Tablo 4.5.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Mide hastalarına ait veriler.....	101
<b>Tablo 4.6.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Mide hastalarına ait hesaplamalar.....	102
<b>Tablo 4.7.</b> HI ve HI <sub>ICRU83</sub> ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Mide)	105
<b>Tablo 4.8.</b> CI ve QC ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Mide).....	105
<b>Tablo 4.9.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Rektum hastalarına ait veriler.....	111
<b>Tablo 4.10.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Rektum hastalarına ait hesaplamalar....	112
<b>Tablo 4.11.</b> CI ve HI ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Rektum)...	115

<b>Tablo 4.12.</b> QC ve $HI_{ICRU83}$ ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Rektum) .....	115
<b>Tablo 4.13.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Beyin tümörü hastalarına ait veriler.....	121
<b>Tablo4.14.</b> 3BKRT tekniği uygulanan Beyin tümörü hastalarına ait hesaplamalar.....	122
<b>Tablo 4.15.</b> CI, HI ve QC ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Beyin).....	125
<b>Tablo 4.16.</b> $HI_{ICRU83}$ ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Beyin).....	125

# 1. GİRİŞ

Radyoterapi tarihi boyunca teknolojik ilerlemeler ve çeşitli ışınlama metotlarının amacı sağlıklı dokulara zarar vermeden verilen dozun %100' ünün belirlenen hedef hacme verilmesi olmuştur. Uzaysal doz dağılımı, tıbbi görüntüleme ve dozimetrik yazılımı ile radyoterapistlerin işlerini kolaylaştırmıştır. Doz dağılımının kullanıldığı ilk yöntem iki boyutlu Bilgisayarlı Tomografi olmuştur. Tedavi planlarının kalitesinin değerlendirilmesi ise doz oranlarını adım adım görselleştirerek olmuştur. Fakat iki boyutlu BT kullanılması; çeşitli tedavi planları arasında ayrıntılı bir karşılaştırma yapmayı zorlaştırır. Dozimetre yazılımındaki iyileştirmeler, tümör boyutunun ve kritik organların üç boyutlu görüntülenmesine olanak sağlamaktadır. Üç boyutlu doz dağılımının kullanılması ile; maksimum, minimum, ortalama ve model izodoz değerleri doz volüm histogramlarından elde edilir. Doz volüm histogramlarını kullanarak, tümör volümünü yorumlamak kolaydır çünkü bu histogramlar tümör hacminin yüzdesine verilen izodozu tanımlar. Ayrıca maksimum doz, minimum doz kritik organlara verilen doz miktarı gibi çeşitli dozları da tanımlar. Fakat bazı verilerin yeterli olmaması, tariflendirilmesinin zor olması nedeniyle sağlıklı dokuların ışınlanması dikkate alınmaz (1). Bu gelişmeler sonucunda çeşitli tedavi planları aynı hasta için daha kolay, nispeten daha hızlı bir şekilde karşılaştırılır. Sonuç olarak, çeşitli seçenekler içerisinde tümör kapsamı, ve kritik organ ile sağlıklı dokuları koruma da en iyi, daha basit ve aynı zamanda daha ucuz olanı tercih edilmelidir. Doz volüm histogramlarının dışında, radyasyon uygulanmamış sağlıklı dokular ile ışınlanmış tümör dokusu arasındaki ilişkiyi sayısal değer olarak nitelendirilen bir kavram bulunmaktadır. Bu kavram Conformity Index değeridir ve tedavi planları için bir temel oluşturmaktadır. İlk olarak CI değeri 1993 yılında Radyasyon Tedavisi Onkoloji Grubu (RTOG) tarafından ortaya atılmış, ilerleyen yıllarda RTOG ile Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi (ICRU) tarafından tedavi planlarının değerlendirilmesinde rutin bir parametre olarak kullanılmıştır (2, 3). Gelecekte bugün ki kullanımından daha çok, kullanılması

beklenen CI değeri, günümüzde sadece tümör kontrolü ile radyasyon ışınlanmasının yan etkilerinin önlenmesinde kullanılabilir (4,5).

Bunun yanısıra tedavi kalitesinin değerlendirilmesinde RTOG tarafından önerilen iki parametre daha bulunmaktadır. Bunlar; doz uygulanan tümör volümündeki doz homojenliğini ifade eden ‘Homojenite Index (HI) ile tümör volümünü kapsayan doz miktarını yani kapsama kalitesi olarak adlandırılan ‘Quality of Coverage (QC) parametreleridir (6,7) .

Loic Feuvret, et al. tarafından yapılan çalışmada Conformity Index değerinin eleştirel analizi yapılmış, uygulama alanlarının değerlendirilmesi sunulmuştur. Bu alışma üç boyutlu konformal radyoterapi tıbbi görüntüleme tekniklerine, üç boyutlu dozimetre yazılımına, tedavide kullanılan aksesuarlara, ve doğrulama prosedürlerine dayanmaktadır. 3BKRT’ nin ilk amacı; hedef hacimler ve kritik sağlıklı dokular için en iyi ışın kombinasyonunu seçmektir. Bu yaklaşım sağlıklı dokuların ışınlanmasını sınırlarken tümör hacmine daha iyi izodoz verilmesini sağlar. 3BKRT’ de kullanılan araçların, önerilen tedavi planlarının kalitesini değerlendirmek için geliştirilmesi gerekmektedir. Bu araçların bir kısmı dozimetreler, ve tedavi kalitesinin belirlenmesini sağlayan parametreler olabilir. Örneğin dozimetre yazılımı her CT sekmesinde doz dağılımını sağlayacak şekilde olmalıdır. Diğer bir araç olarak değerlendirilen şey ise Conformity Index’ tir. Conformity Index tedavi planına kalite açısından tanımlayıcı puan verilmesini sağlayan veya aynı hasta için çeşitli tedavi planlarını karşılaştırabileceği bir araçtır. Bu alışmada Conformity Index değerinin rutin olarak hesaplanması gerektiğini önerilmiş ve bu sayede tedavi kalitesinin kolaylıkla ölçülebileceği belirtilmiştir (8).

Julia Stanley, et al. tarafından yapılan çalışmada klinik onaylı uygulanmış stereotaktik radyocerrahi tedavi planları içeren bir veri tabanı oluşturulmuştur. Veritabanında yüz yetmiş hedef için Conformity Index değerleri RTOG, SALT - Lomax ve Paddick tarafından önerilen uygunluk endeksleri parametrelerine göre değerlendirilmiş ve bu üç alternatif uygunluk endekslerinin arasındaki ilişki belirlenmiştir. Bu alışma, RTOG; SALT - Lomax ve Paddick endeksleri tarafından sağlanan bilgileri tek bir başlık altında birleştirmektedir. SALT - Lomax endeksi ile ilgili olan geometrik örtüşme oranı değişimi incelenen hasta grubu için daha uygun

olduğundan bu parametrenin kullanılması klinik olarak anlamlı bulunmuş ve Paddick ve RTOG endeksleri doğrudan kullanılmamıştır. Bunun yanısıra bir tedavi planı kalitesini değerlendirmek için doz volüm histogramı veya doz dağılımı erişimin RTOG protokolüne göre incelenmesi yeterli görülmüştür (9).

P. Khayaiwong, et al. tarafından yapılan çalışmada, Planlanan hedef volüm-düşük riskli alan (PTV-LR) ilk planda ışınlanmış, hedef volüm-yüksek riskli alan (PTV- HR) ise ek doz verilerek (boost) ikinci planda ışınlanmıştır. Bu çalışmanın amacı, Nazofarenks kanser vakalarında, eş zamanlı entegre boost yapılmış tedavi ile sıralı yoğunluk ayarlı radyoterapi teknikleri dozimetrik olarak karşılaştırılmasıdır. Her iki tedavi planı için HI, CI parametreleri 14 hasta bazında hesaplanmış olup her iki tekniğin nicel ve nitel karşılaştırması sonucu entegre boost yapılmış tedavi planının sıralı yoğunluk ayarlı radyoterapiden daha üstün olduğu sonucuna varılmıştır (10).

Salih Görür tarafından yapılan çalışmada; glioblastoma multiforme (gbm) tanılı 9 hastanın, tedavi öncesi çekilen bilgisayarlı tomografi (BT) kesit görüntüleri kullanılarak üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) teknikleri ile tedavi planlamaları yapılmış, her iki plandan elde edilen veriler karşılaştırılmıştır. Bu planlamalar karşılaştırılmasında Homojenite Index değerleri hesaplatılmış olup YART tekniğinin GBM tedavisinde daha uygun olduğu sonucuna ulaşılmıştır (11).

Sevda Güler tarafından yapılan çalışmada; pankreas kanseri tanılı 10 hastanın tedavisinde yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ile yaygın olarak kullanılan üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) tekniklerinin etkinliği, hedef sarması ve kritik organların aldığı dozları doz volüm histogramı yardımıyla incelenerek, elde edilen doz volüm histogramından yararlanılarak hedef hacim, kritik yapıların dozları her iki tedavi tekniği için karşılaştırılmıştır. Hedef hacimler için ICRU 62 ve ICRU 83 protokollerine uygun olarak homojenite ve konformite indeksi her iki tedavi tekniği için hesaplanmış olup elde edilen sonuçlara göre YART tekniği ile minimum, maksimum ve ortalama doz değerlerinin azaldığı, hedef hacim daha iyi sarılarak hedef dışında yüksek dozlara rastlanmadığı, hedef hacimde daha homojen doz dağılımı elde edildiği gözlenmiştir (12).

Hüseyin Kıvanç tarafından yapılan çalışmada; 10 sol meme kanser tanılı hastanın meme/göğüs duvarı (GD) ve tüm lenfatik radyoterapisinde (RT) ileri ve ters planlamalı YART, hibrid YART teknikleri 3BKRT tekniği ile hedef hacim ve kritik organ dozları açısından karşılaştırılmıştır. Bu amaçla 10 hastanın tedavi pozisyonunda çekilmiş bilgisayarlı tomografi kesitleri üzerinde hedef hacimler; GD, supraklavikular fossa (SKF), aksilla ve mammaria interna (MI) lenfatikleri olarak belirlenip, klinik hedef hacimler (KHH) konturlanmış ve planlanan hedef hacimler (PHH) oluşturulmuştur. Beş farklı planlama tekniği, PHH'lerde D%95 değerleri, KHH'lerde ise D%98, D%2 ve Dmaks. değerleri açısından karşılaştırılmış olup sonuç olarak YART tekniklerinin hedef hacim doz homojenitesi ve kritik organ dozları açısından 3BKRT tekniğinden üstün olduğu, bu bağlamda en iyi YART tekniğinin 9 alan tekniği olduğu ortaya konulmuştur. Bunun yanısıra ters planlama YART'de düşük doz alan hacimlerde, ileri planlama YART' da yüksek doz alan hacimlerde artış saptanmış, hibrid YART tekniğinin ise her iki tekniğin üstün yanlarını içerdiği sonucuna varılmıştır (13).

Bu çalışmada amacımız; çalışılan klinikte uygulanan Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) tekniğinin RTOG protokolünde belirtilen parametrelere ne derecede uygun olduğunu göstermektir. Bu parametreler dikkate alınarak uygulanan tedavi tekniğinin kalitesi ortaya konulacak, tedavi kalitesinin düşük olması durumunda kliniğe çeşitli önerilerde bulunulacaktır.



## 2. GENEL BİLGİLER

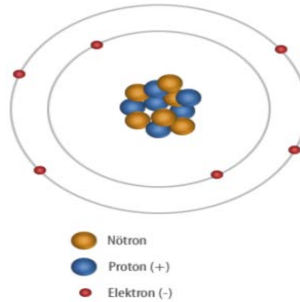
### 2.1. Temel Radyoterapi Fiziği

#### 2.1.1. Madde ve Atom

Atom, maddeyi oluşturan en küçük parça olarak kabul edilir. Madde, uzayda bir yer kaplayan ve kütleyle sahip olan canlı veya cansız varlıklardır. Madde ve atom ilişkisini açıklamada en sık kullanılan örnek, iki hidrojen ve bir oksijen atomundan oluşan sudur. Atom, bir elementin fiziksel ve kimyasal olarak bütün özelliklerini taşıyan en küçük parçacığdır ve 'bölünemeyen' anlamına gelmektedir. Verdiğimiz su örneğinde hidrojen ve oksijen maddeyi oluşturan elementlerdir (14).

#### 2.1.2. Atomun Yapısı

Atom gözle görülemeyecek kadar küçüktür. Yapısını ifade etmek için 1800'lerin başından günümüze farklı modeller ortaya atılmıştır. Daha anlaşılabilir olması amacıyla 1900'lerin başında ortaya atılan model anlatılacaktır (14).



**Şekil 2.1.** Atomun basit gösterimi

Atom bir çekirdek ve bu çekirdek etrafında hareket eden parçacıklardan (elektron) oluşmaktadır (**Şekil 2.1**) (14).

Çekirdeğin içerisinde pozitif elektrik yüküne sahip protonlar ve yüksüz nötronlar bulunurlar. Çekirdekte bulunan bu parçacıklara nükleon denir. Çekirdek

etrafındaki hareketli ve negatif elektrik yüküne sahip elektronlar atomun karakteristiği olan belirli yörüngelerde dönerler. Modele göre her bir yörüngede bulunabilecek elektron sayısı bellidir ( $2n^2$ ) ve elektronlar dış bir etki ile buldukları yörüngeden çıkartılmadıkları sürece, enerji üretmez veya transfer etmezler. Farklı yörüngelerde bulunan elektronların hareketleri sırasında çarpışmaları söz konusu değildir. Yüksek dolanma hızlarından dolayı bu hareket elektron bulutu olarak ifade edilir (14).

Atomun kütlelerinin çok büyük kısmını oluşturan çekirdeğin çapı yaklaşık  $10^{-14}$  metredir. Çevresini saran elektron bulutu ile atomun çapı  $10^{-10}$  metredir. Pozitif proton ve negatif elektronların her birinin sahip olduğu elektrik yükü  $1.6 \times 10^{-19}$  Coulomb (C) 'dur. Sırasıyla proton, nötron ve elektronun kütleleri  $1.6734 \times 10^{-27}$  kg ve  $9.108 \times 10^{-31}$  kg' dır. Benzer şekilde atomu oluşturan parçacıkların kütleleri atomik kütle birimi (akb) şeklinde ifade edilebilir. Atomik kütle birimi  $^{12}\text{C}$  atomunun nükleonlarının toplam kütlelerinin 1/12 kesrine karşılık gelen kütle birimidir. Buna göre proton, nötron ve elektron sırasıyla 1.00727 akb, 1.0086 akb ve 0.00548 akb 'lik kütle sahiptir (14).

Bir atomu karakterize etmek için  $^A_Z\text{X}_N$  gösterimi kullanılır. Bu gösterimde X elementin simgesini göstermektedir. Element tanım olarak, aynı cins atomlardan oluşan ve kimyasal yöntemlerle daha basit ve farklı maddelere ayrıştırılamayan saf maddedir. Her element karakteristik bir atom numarasına sahiptir, ancak farklı nötron sayısına sahip olabilir. Z; atomdaki proton sayısını gösterir ve atom numarası olarak adlandırılır. A; atomun çekirdeğini oluşturan proton ve nötronların sayısının toplamıdır ve kütle numarası olarak adlandırılır. N; atomun çekirdeğindeki nötron sayısıdır (14).

Bir atomda elektron ve proton sayısı eşit ise atom nötr olarak nitelenir; farklı olması durumunda ise elektrik yüküne bağlı olarak, proton sayısı fazla ise pozitif iyon, elektron sayısı fazla ise negatif iyon denir (14).

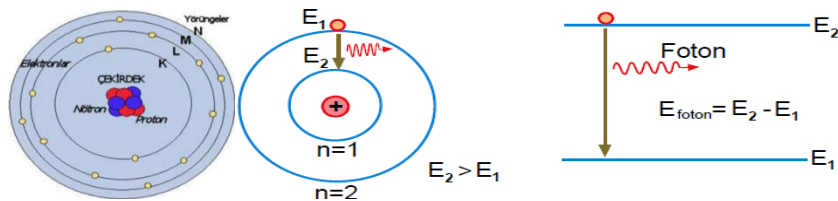
Atom ve kütle numaralarına göre atomlar gruplandırılabilir. Atom numaraları aynı, kütle numaraları farklı atomlar 'izotop', nötron sayısı aynı, atom ve kütle

numarası farklı atomlar ‘izoton’, aynı kütle numaralı ancak farklı proton ve nötron sayısına sahip atomlar ise ‘izobar’ olarak adlandırılır. ‘İzomer’ atomlar aynı proton ve nötron sayısına sahip ancak farklı enerji durumuna sahip atomları ifade eder (14).

### 2.1.3. Atomun Bağlanma Enerjisi ve Elektron Enerji Düzeyleri

Nötr bir  $C^{12}$  atomunda altışar proton, nötron ve elektron bulunmaktadır. Her bir parçacığın akb cinsinden oluşturacağı toplam kütle 12.09888 akb’ dir. Ancak tanım olarak  $C^{12}$  atomunun kütlesi 12 akb’ dir. Aradaki 0.09888 akb’ lik fark kütle kusuru olarak tanımlanır. Buradan enerjiye geçiş yapmak için Einstein’ ın  $E = mc^2$  formülü kullanılır. Bu formülde E enerji, m kütle ve c ışık hızıdır. Bu eşitliğe göre 1 akb’lik kütleyle 931 MeV’ lik bir enerji karşılık gelir.  $C^{12}$  atomu için hesaplanan kütle kusurunun enerji eşdeğeri 92 MeV olacaktır ki bu da,  $C^{12}$  atomu çekirdeğindeki nükleonlar için ‘bağlanma enerjisi’ olarak tanımlanır (14).

Atomda elektronlar çekirdek çevresinde belirli yörüngelerde hareket ederler ve dışarıdan bir etki uygulanmadığı sürece bu yapının kararlılığı bozulmaz. Bu kararlılık basitçe şu şekilde ifade edilebilir: Elektronlar ve protonlar zıt elektrik yüküne sahip olduklarından birbirlerine doğru hareket etmelerine neden olacak bir elektriksel çekim kuvvetinin etkisi altındadırlar. Ancak bunun tersi yönde olan ve elektronların dairesel yörüngelerde hareket etmelerinden kaynaklanan merkezkaç kuvveti ile elektriksel çekim kuvveti dengelenir. Elektron yörüngeleri içeriden dışa doğru K, L ve M harfleriyle isimlendirilirler ve her bir yörünge bir enerji düzeyine karşı gelir. Farklı atomlar için yörünge elektronları, buldukları yörüngeye ve çekirdekteki proton sayılarına göre farklı bağlanma enerji değerlerine sahiptir (Şekil 2.2.) (14).



Şekil 2.2. Atomda elektron yörüngelerinin ve farklı enerji seviyelerinin gösterimi

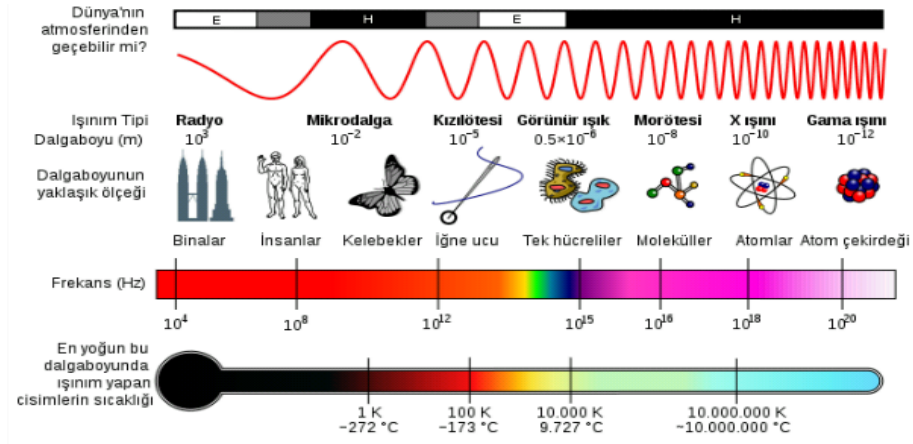
Elektriksel çekim kuvvetinden dolayı iç yörüngedeki elektronlar çekirdeğe daha kuvvetli bağlanırlar. Atoma dışarıdan bir enerji uygulandığında, dış yörünge elektronları bir üst potansiyel enerji seviyesine çıkabilir (eksitasyon) ve elektromanyetik dalga yayarak eski enerji seviyesine dönebilir. Eğer uygulanan enerji, bağlanma enerjisinden yüksek ise elektron atomdan ayrılır ve iyonizasyon gerçekleşir. Eğer fırlatılan elektron iç yörünge elektronu ise, iç yörüngede oluşan boşluk dış yörüngedeki bir elektron tarafından doldurulur. Bu durumda atomdan, iki yörünge bağlanma enerjisi farkı kadar enerjiye sahip bir foton yayınlanır (karakteristik X-ışını) (14).

#### **2.1.4. Radyasyon ve Elektromanyetik Dalga**

Radyasyon, enerjinin parçacık veya elektromanyetik dalga (EMD) şeklinde yayılmasıdır. Burada bahsedilen parçacıklar, atomun yapısını oluşturan temel parçacıklardır. Elektromanyetik dalgalar ise, ışık hızında hareket eden paketçikleri olan 'foton' olarak adlandırılırlar. Elektromanyetik dalgalar veya fotonlar günlük yaşantımızın her anında çevremizde bulunurlar. Dinlediğimiz radyonun veya mutfakta kullandığımız mikrodalga fırının çalışması, güneşin yaydığı UV ışınları fotonların taşıdığı enerjiye örnektir. Bunların arasındaki fark, sahip oldukları enerji düzeyidir (14).

Elektromanyetik dalgaların ortak özellikleri şunlardır. Birbirine dik elektrik ve manyetik alandan oluşurlar; boşluktaki hızları ışık hızına (300.000 km/sn) eşittir; enerjileri frekanslarıyla doğru, dalga boylarıyla ters orantılıdır. Geçtikleri ortama madde ile etkileşerek enerji aktarırlar ve maddeyi geçerken absorpsiyon ve saçılma nedeniyle şiddetleri azalır; ayrıca birim yüzeydeki doz şiddeti uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır; elektrik yükleri yoktur, elektrik ve manyetik alanda sapma göstermezler ve boşlukta doğrusal yayılırlar; madde ile etkileşimde ise sapma gösterebilirler.

Elektromanyetik dalgalar, dalga boyları ve buna bağımlı olan frekans ile enerjilerine göre sınıflandırılırlar. Bu sınıflandırmaya elektromanyetik spektrum denir (**Şekil 2.3**) (14).



**Şekil 2.3.** Elektromanyetik spektrum

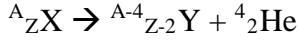
Radyasyon terimi halk arasında tehlikeli bir durumu çağrıştırırsa da EMD spektrumundan da anlaşıldığı gibi her elektromanyetik dalga zararlı değildir. X ve gama ışınları ise elektromanyetik spektrumda en yüksek enerjiye sahip olan ışınlardır ve maddede iyonizasyona neden olurlar. Bu yüksek enerjili elektromanyetik radyasyonlar tıpta tanı ve tedavi amacıyla kullanılmaktadır (14).

### 2.1.5. Radyoaktivite

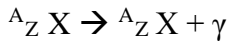
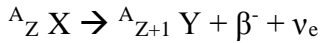
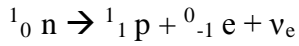
Atom numarası yirmiden büyük elementlerde proton ve nötron sayısındaki eşitlik bozulmaya başlar. Bunun sonucunda atomun kararlı yapısı bozulur. Böyle bir atom çekirdeği fazla enerji taşımaktadır ve yeniden kararlı duruma dönmek için çekirdekten parçacık veya elektromanyetik dalga şeklinde radyasyon yayımlar. Çekirdekten bu değişim radyoaktif bozunma, ışınım olayı ise radyoaktivite olarak tanımlanır. Radyoaktif bir madde doğal olarak kendiliğinden radyasyon yayınlamaktadır. Radyoaktifliğin bir sonucu olarak eğer elementin çekirdeğindeki proton sayısı değişiyorsa, atom numarası ve dolayısıyla elementin tipi de değişir. Radyoaktif bozunmanın farklı tipleri vardır:

**Alfa ( $\alpha$ ) bozunması:** Atom numarasının büyük olması nedeniyle kararlı halde bulunması olanaksız çekirdeklerde görülür. Uranyum ve radyum gibi atom numarası yüksek elementlerde görülür. Aşağıdaki kimyasal eşitlikte atomdan ayrılan helyum

çekirdeği, alfa parçacığı olarak adlandırılır. Alfa parçacığının çekirdekten çok düşük hızda fırlatılması nedeniyle, bu parçacık radyasyonu çok düşük enerjilidir, kağıtla durdurulabilir (14).



Beta ( $\beta^-$ ) bozunması: Nötron sayısı protondan yüksek olan bir çekirdekte görülen beta bozunmasında, çekirdekte bir nötron, bir proton ve bir elektrona dönüşür. Nötrondan dönüşen proton çekirdekte kalırken, çekirdekten bir elektron ve bir antinötrino fırlatılır (14).



Gama ( $\gamma$ ) bozunması: Radyoaktif bir çekirdek enerji fazlalığı nedeniyle alfa veya beta radyasyonlarını yayınladıktan sonra hemen kararlı hale geçemez. Bu uyarılmış durumdan gama ışıması yaparak kararlı hale geçer. Gama ışını yüksek enerjili bir fotondur ve ışık hızında ilerler. Çekirdek gama ışıması yaptığında atom ve kütle numarası değişmez (14).

### 2.1.6. Radyoaktivitenin Özellikleri

Radyoaktiviteyi tanımlamada kullanılan terim aktivitedir. Aktivite bir radyoaktif elementin birim zamandaki bozunma sayısıdır. Yeni birimi 1 bozunma/sn veya Becquerel (Bq)' dir. 1Bq, saniyede 1 parçalanmaya denir. Eski birimi aynı zamanda radyoaktiviteyi keşfeden fizikçinin soyadı olan Curie (Ci)' dir (1 Ci =  $3.7 \times 10^{10}$  Bq) (14).

Radyoaktif bir elementin belli bir zaman sonra kalan aktivite miktarı bozunma yasası ile hesaplanabilir. Formülde  $N_t$  belirli bir zaman sonunda geriye

kalan radyoaktif atom sayısı,  $N_0$  başlangıçtaki radyoaktif atom sayısı,  $t$  bozunma için geçen zaman ve  $\lambda$  bozunma sabiti olmak üzere aşağıdaki eşitlik söz konusudur.

$$N_t = N_0 \cdot \exp(-\lambda t) = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

Bu eşitlikten yola çıkarak benzer şekilde aktivite  $A_0$  başlangıçtaki aktivite ve  $A_t$  belirli bir zaman sonundaki aktivite olmak üzere aşağıdaki eşitlik yazılabilir.

$$A_t = A_0 \cdot \exp(-\lambda t) = A_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

Bir radyoaktif elementi karakterize etmek için kullanılan en önemli özellik, o radyoaktif elementin yarılanma ömrüdür. Yarılanma ömrü, radyoaktif elementteki atomların yarısının bozunması için geçen zaman olarak tarif edilir.

$$0.5 = \frac{N}{N_0} = \exp(-\lambda t) = e^{-\lambda t}$$

Yukarıdaki eşitliğe göre, yarılanma ömrü ( $T$ ) ve bozunma sabiti ( $\lambda$ ) arasındaki matematiksel ilişki şu şekildedir (14):

$$T = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda}$$

### 2.1.7. Radyasyon Kaynakları

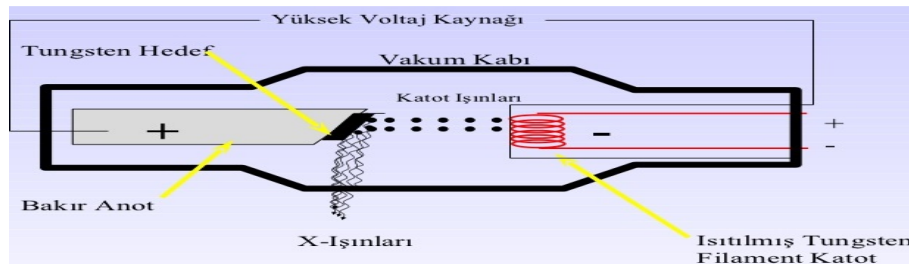
Doğal radyasyon kaynakları: Günümüzde bilinen 117 element vardır. Bu elementlerin ilk 92 tanesi doğal olarak bulunur. Düşük atom numaralı elementlerin çekirdeklerinde genellikle proton, nötron sayısı birbirine eşittir ve bu özellik çekirdekleri kararlı yapar. Elementlerin atom numarası büyüdükçe çekirdekteki proton, nötron dengesi nötron yönüne bozulur ve çekirdek kararsız hale gelmeye başlar. Artan sayıda protonun Coulomb etkisi ile birbirlerini daha güçlü olarak itmesi sonucu, nötron sayısındaki artışa rağmen, parçacıkları bir arada tutan kuvvet azalmaya başlarken atomun bozunma olasılığı artar. Yüksek atom numaralı

elementler genellikle kararsız çekirdeklere sahiptir. Atom numarası 82 olan kurşun elementinden daha büyük atom numaralı elementler radyoaktiftir ve kendiliğinden bozunarak radyasyon yayınlırlar. (15)

Yapay radyasyon kaynakları: Günümüzde doğada bulunan radyoaktif elementler dışında, nükleer reaktörlerde nötron bombardımanı ile elementlerin çekirdeğine nötron ilave edilerek, yapay radyoaktif maddeler üretilebilmektedir. Bunun dışında iyonizan radyasyon üretiminin bir yolu da röntgen tüplerinden ve parçacık hızlandırıcılardan elde edilen radyasyonlardır. İyonizan radyasyonlar gündelik yaşamı kolaylaştırabilmek için tıp, tarım ve sanayi gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Örneğin besinlerin sterilizasyonu, güvenlik, tıbbi amaçlı görüntüleme ve kanser tedavisi bu alanlardan bazılarıdır (15).

### 2.1.8. X-ışını Üretimi

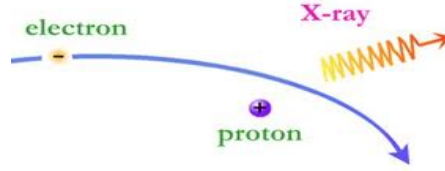
X-ışını 1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiştir. X-ışınları 'Röntgen tüpü' olarak adlandırılan X-ışını tüpünde üretilir (**Şekil 2.4**). X-ışını tüpü yüksek vakumla havası boşaltılmış cam bir kılıftan oluşur. Bir ucunda katot (tungstenden yapılmış filamentin bulunduğu '-' kutup, diğer ucunda ise bakırın içine yerleştirilmiş olan tungstenden yapılmış anot '+' kutup, hedef) bulunur. Filamentten elektrik akımı geçirilerek ısıtılır ve termoiyonik emisyon yoluyla dış yörünge elektronları serbest hale gelir. X-ışını tüpünde katot ve anot arasında yüksek voltajda potansiyel farkı uygulandığında, katottaki serbest elektronlar hızlanarak anoda çarpar. X-ışını tüpünde hızlandırılan elektronların enerjisinin %99' u ortam elektronlarıyla çarpışarak ısıya dönüşürken, %1' i X-ışınlarını oluşturur (15).



**Şekil 2.4.** X-ışını tüpünün şematik yapısı



Hızlı elektronlar hedefe çarptıklarında, hedef atom çekirdeklerinin Coulomb alanı tarafından frenlenerek yavaşlatılırlar. Elektronlardaki yavaşlamadan kaynaklanan kinetik enerji kaybı X-ışını olarak yayınlanır. Bu X-ışınlarına ‘Bremsstrahlung X-ışınları’ denir (Şekil 2.5) (15).



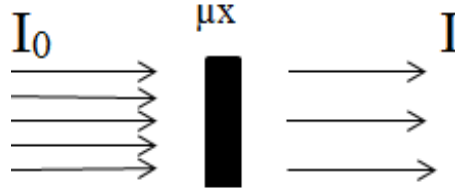
**Şekil 2.5.** Elektronun, hedef çekirdeğin Coulomb alanından etkilenecek frenlenmesi

Bremsstrahlung X-ışınlarının en yüksek enerji seviyesi, hedefe çarpan en hızlı elektronların enerji seviyesindedir (pik voltaj). Ancak oluşan Bremsstrahlung X-ışınlarının ortalama enerjisi pik voltajından daha düşüktür. Işın demetindeki daha düşük enerjili X-ışınlarının alüminyum, bakır gibi filtrelerden geçilerek azaltılması ile daha yüksek ortalama enerjiye sahip bir X-ışını demeti elde edilmesi olasıdır.

Elektronların hedefle etkileşmesi sırasında karakteristik X-ışınları da yayınlanır. Bu olayda tungstenin K, L, M ve N yörüngelerindeki iç yörünge elektronlarının bağlanma enerjileri seviyesinde kinetik enerjiye sahip hızlı elektronlar, yörünge elektronlarını kopararak atomdan dışarı fırlatır. Boş kalan elektronun yerine bir üst yörüngeden bir elektron, onun boşluğunu da yine üstündeki yörüngeden başka bir elektron geçerek doldurur ve sonunda atom denge durumuna gelir. Bu sırada bir alt orbitale geçen her bir elektronun önceki ve sonraki yörüngeleri arasındaki bağlanma enerjisi farkına eşit enerjide bir X-ışını yayınlanır (karakteristik X-ışını). Bu gibi düşük enerjili X-ışınları tüpün berilyum (Be) penceresi tarafından tutulur. Tüpten çıkan X-ışınlarının enerjisini, hedefe çarpan elektronların hızı; bu elektronların hızını ise katot ile anot arasına uygulanan potansiyel farkın büyüklüğü belirler (15).

### 2.1.9. Radyasyonun Maddeyle Etkileşimi

Foton–madde etkileşimi: İyonizan fotonlar (X ve gama ışınları) bir ortama girdiğinde ortamın atomik elektronlarıyla ve çekirdekleriyle etkileşebilir. Etkileşime giren fotonların birincil ışımadan ayrılması olayına absorpsiyon denir. Ortamla etkileşime girmeden ortamdan çıkan fotonlara da, geçen fotonlar denir (**Şekil 2.6**).



**Şekil 2.6.** Fotonların ortamdaki azalması

Foton ışını şiddetinin bir ortamdaki azalması (atenüasyon); ortamın azalma katsayısına ve fotonun geçtiği maddenin kalınlığına bağlıdır.

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

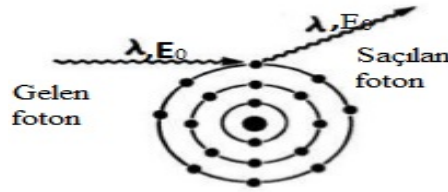
Bu formülde;  $I_0$  gelen ışının şiddetini,  $I$  geçen ışının şiddetini,  $x$  maddenin kalınlığını ve  $\mu$  lineer azalma katsayısını göstermektedir. Lineer azalma katsayısının sayısal değeri, maddenin yapısına ve gelen fotonların enerjisine bağlıdır (15).

Yarı değer kalınlığı (HVL); gelen foton miktarını yarıya indirmek için gerekli olan madde kalınlığı olarak tanımlanır. HVL, geçtiği maddenin lineer absorpsiyon katsayısına bağlıdır. HVL değeri ışının giricilik (penetrasyon) gücünü belirlemede kullanılır (15).

Fotonlar bir ortamdaki geçerken beş farklı etkileşime maruz kalırlar. Bunlar; koherent saçılma, fotoelektrik olay, Compton etkisi, çift oluşumu ve fotodezintegrasyondur. Her etkileşim tipinin olma olasılığı birbirinden bağımsızdır ve absorpsiyon olayına bir miktar katkıda bulunurlar. Fotoelektrik olay, Compton

olayı ve çift oluşumu: megavoltaj seviyesinde enerjilerin kullanıldığı radyoterapide baskın olan üç etkileşim tipidir (15).

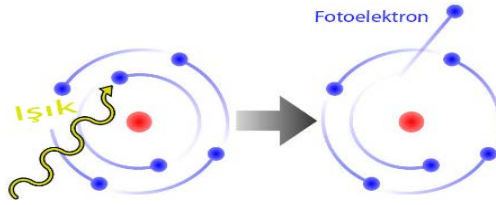
Koherent saçılma: Foton enerjisini atomun dış yörüngelerindeki bir elektrona verir. Elektron, fotonun dalga boyuna bağlı bir frekansta titreşime başlar ve bu titreşim, elektronun gelen fotonla aynı dalga boyunda elektromanyetik dalga yayınlamasına neden olur. Gelen foton, enerjisi ve dalga boyu değişmeden küçük açılarda yön değiştirmiş olur (**Şekil 2.7**). Yüksek atom numaralı maddeler ile düşük enerjili fotonlar arasında gerçekleşir. 10 keV' den düşük olan enerjilerdeki fotonlarda koherent saçılma olma olasılığı yüksektir ve foton enerjisinde bir değişiklik olmamasına rağmen etkileşme fazladır. Daha yüksek foton enerjilerinde (tanı ve tedavi enerji aralığında) ise, diğer etkileşme tipleriyle karşılaştırıldığında, koherent saçılma miktarı ihmal edilebilir (15).



**Şekil 2.7.** Koherent saçılma olayının şematik gösterimi

Fotoelektrik olay: Gelen fotonun bütün enerjisi, atomikelektrona transfer edilerek fırlatılması için harcanır (**Şekil 2.8**). Fırlatılan elektronun kinetik enerjisi  $E - E_B$  ile ifade edilir. Burada  $E$ , gelen fotonun enerjisi;  $E_B$  ise elektronun çekirdeğe bağlanma enerjisidir. Bu tip etkileşim atomun K, L, M veya N yörüngelerinde olabilir ve etkileşen fotonun enerjisi bu yörüngelerin bağlanma enerjilerine eşit ya da hafifçe fazladır. Fırlayan elektronun yönü gelen fotonun yönüne bağlıdır. 50 keV gibi düşük enerjilerde gelen fotonun yönüne göre oldukça büyük açılarda saçılır. Foton enerjisi arttıkça saçılma açısı azalır ve elektronlar daha çok gelen foton doğrultusunda saçılırlar. Elektron fırladıktan sonra atom pozitif yüklü iyon haline gelir ve iç yörüngelerdeki bu elektron boşluğu, bir üst yörüngedeki daha zayıf bağlı elektron tarafından doldurulur. Atom kararlı hale geçerken karakteristik X-ışını yayınlamaktadır. Karakteristik X-ışını ortamdan direkt olarak çıkabilir ya da atomun yörünge

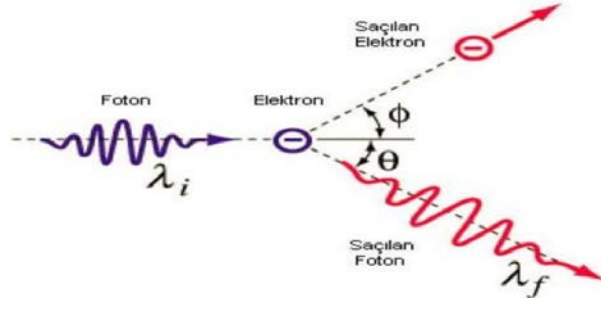
elektronlarından birini kopararak (Auger elektronu) fırlatılmasına neden olabilir. Fırlatılan Auger elektronunun boşluğunu da yine bir üst yörüngelerdeki bir elektron tarafından doldurularak, ilkinden daha düşük enerjili bir karakteristik X-ışını yayınlanır. Bu sürekli boşluk oluşması ve bir üst yörüngedeki elektron tarafından doldurularak karakteristik X-ışını yayınlanması olayı, en dıştaki orbitalde bir boşluk oluşana ve bu boşluk serbest bir elektron tarafından dolduruluncaya kadar devam eder (15).



**Şekil 2.8.** Fotoelektrik olayın şematik gösterimi

Farklı elementlerden oluşan bir maddenin içerdiği elementler, karakteristik X-ışınlarının enerjileri ölçülerek belirlenebilir. Yumuşak doku için K yörüngesinin bağlanma enerjisi 0.5 KeV' tur. Fotoelektrik olayının olma olasılığı gelen fotonun enerjisine; fotoelektrik olay sonucu enerjinin absorblanması ise ortamın atom numarasına bağlıdır. Fotoelektrik olay sonucu absorblanma, maddenin atom numarasının küpü  $Z^3$  ile orantılı iken, gelen fotonun enerjisinin küpü  $E^3$  ile ters orantılıdır. Yağ, kas ve kemik dokularının atom numaraları arasındaki farklılık, fotoelektrik etkileşimde dokular arasındaki X-ışını absorpsiyonunda farklılık yaratır. Ortamdan geçen ve film üzerinde kararmaya neden olan ışın miktarı da her bir doku için farklılaşmış olur. Bu farklılık tanı amaçlı direkt grafi ve bilgisayarlı tomografide kullanılan X-ışını enerjilerinde (50-150 kV) yüksek kontrastlı görüntüleme sağlar, 250 kV' den daha düşük enerji seviyeleriyle yapılan tedavilerde ise,  $Z^3$  bağımlılığı nedeniyle kemik dokusunda istenmeyen bir doz artışı olur (15).

Compton olayı: Gelen fotonun enerjisinin bir kısmı çekirdeğe en zayıf olan dış orbital elektronlarından birine aktarılır ve elektron atomdan fırlatılır. Foton enerjisi azalmış ve yön değiştirmiş şekilde yoluna devam eder (**Şekil 2.9**).

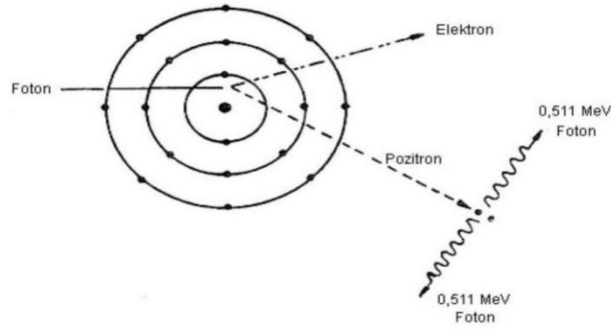


**Şekil 2.9.** Compton olayının şematik gösterimi

Compton saçılmasından sonra saçılan fotonun enerjisi gelen fotonun enerjisinden, Compton elektronunun (saçılan elektronun) kazandığı kinetik enerji kadar azalmış olur.

Radyoterapide kullanılan megavoltaj X-ışını enerji seviyelerinde Compton olayı baskındır. Bunun nedeni gelen fotonun enerjisinin, en yüksek bağlanma enerjili K orbitalinin enerji seviyesinin (su için 13.6 eV, yumuşak dokuda ortalama 500 eV ) üstündeki enerjilerde olması halinde, fotoelektrik etkileşmenin giderek azalması ve çift oluşumun başladığı 1.022 MV seviyesine kadar foton ile etkileşimin serbest elektronlarla olmasıdır. Compton olayı, fotoelektrik olayın aksine maddenin atom numarasından bağımsızdır ancak meydana gelme olasılığı maddenin elektron yoğunluğuyla artar. Elektron yoğunluğu neredeyse tüm madde ve dokular için benzer değerdedir. Çünkü hidrojen atomu hariç nötron sayısı/atom numarası oranı ikidir. Hidrojen atomunun ise sadece bir protonu olduğu için elektron yoğunluğu geriye kalan atomlarınkinden 2 kat fazladır. Bedenimizde en yüksek miktarda su molekülü dolayısıyla hidrojen atomu bulunduğu ve hidrojenin elektron yoğunluğunun diğerlerinin 2 katı olmasından dolayı Compton etkileşimi en fazla hidrojen atomu ile olur (15).

Çift oluşumu: Gelen fotonun enerjisi 1.022 MeV' den büyükse foton ortamları 'çift oluşumu' olayı ile etkileşebilir (Şekil 2.10).



**Şekil 2.10.** Çift oluşumu ve yok olma olaylarının şematik gösterimi

Çift oluşumu olayında; gelen foton, çekirdeğin güçlü elektromanyetik alanıyla etkileşerek tüm enerjisini bir elektron pozitron çifti oluşturmak için harcar ve Einstein'ın formülüne göre ( $E = mc^2$ ) uygun olarak enerji maddeye dönüşür. Elektronun veya pozitronun durgun kütle enerjisi 0.511 MeV olduğu için eşit kütleye sahip bu iki parçacığın oluşmasını gerçekleştirecek fotonun enerjisi en az 1.022 MeV olmalıdır. Geri kalan enerji oluşan parçacıklara kinetik enerji olarak aktarılır. Çift oluşum olayının olma olasılığı 1.022 üzerindeki foton enerjisi ( $E$ ) ve etkileşen maddenin atom numarası karesi  $Z^2$  ile artar. Çift oluşum sonucu oluşan pozitron, ortamda tıpkı bir elektron gibi etkileşimde bulunarak enerjisini kaybeder. Sonunda yavaşlayan pozitron, karşı parçacığı olan serbest bir elektronla birleşerek yok olur ve kütleleri elektromanyetik radyasyon olarak enerjiye dönüşür. Bu olay sonucunda enerjileri 0.511 MeV olan iki gama ışını oluşur. Momentumun korunumundan dolayı, oluşan iki fotonun açıları birbirine  $180^0$  zıt yöndedir (15).

**Fotodezintegrasyon:** Çok yüksek enerjilerde ( $> 10$  MeV), fotonla çekirdek arasında oluşabilir. Bu olayda fotonun enerjisi atomun çekirdeği tarafından absorbe edilir, çekirdeğin kararlılığı bozulur ve çekirdek bir nükleon (çoğu zaman nötron) fırlatarak kararlı hale gelir. Fırlatılan bu nötronlar da başka çekirdeklerle etkileşerek radyoaktif çekirdekler oluştururlar. Bu reaksiyon linakların kafalarındaki metal aksesuarların geçici olarak radyoaktif hale gelmesine yol açabilir. Fotodezintegrasyon olayında nötron üretilmesiyle nedeniyle 15 MeV ve daha yüksek enerjilerin kullanıldığı kliniklerde, nötron zırlaması da dikkate alınmalıdır (15).

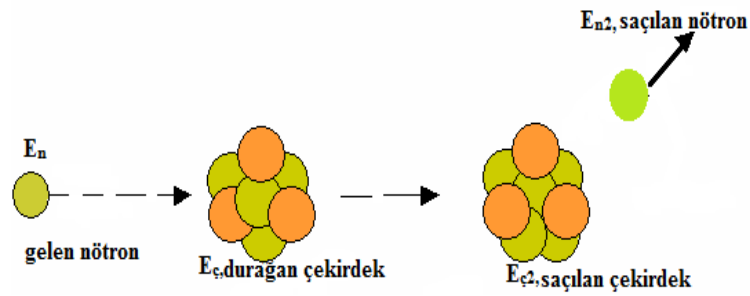
Etkileşim olaylarının olasılıkları: Dokuya eşdeğer atom numarası için (yaklaşık  $Z=7$ ) gelen tek enerjili fotonun enerjisi 30 keV2 in altındaysa fotoelektrik olay baskındır. 30 keV' den 24 MeV' e kadar ise Compton olayı baskındır. Megavoltaj enerjilerde enerjinin artmasıyla Compton etkisi azalırken çift oluşumu etkisi artmaktadır. 24 MeV' de her ikisinin etkisi eşittir. Bu enerjiden sonra çift oluşumu baskın olmaya başlar (15).

Parçacık-madde etkileşimi: Alfa parçacıklarının absorpsiyonu; alfa parçacıkları  $4^2\text{He}^{+2}$  atomunun çekirdeğidir ve nükleer bozunumlar sonucu açığa çıkar. Bütün enerjilerini kısa ve doğrusal bir yol boyunca tüketirler. Hücre içine girmeleri halinde son derece büyük biyolojik tahribatlara yol açarlar. Yüksek iyonizasyon gücüne sahiptirler. Atomların negatif yüklü elektronları ile çarpışıp; elektronların atomdan kopmasına ya da yörünge değiştirmesine yol açarlar. +2 yüklü oldukları için iki elektronlar birleşerek nötr hale gelirler (15).

Beta parçacıklarının absorpsiyonu: Beta parçacıkları, radyoaktif çekirdekteki nötron, proton dönüşümü sonucu fırlatılırlar ve fiziksel özellikleri elektronunkiyile aynıdır. Genellikle yolları üzerindeki atomların yörünge elektronları ile çarpışırlar. Hızları azaldıkça, iyonizasyon yoğunluğunda da bir artış ortaya çıkmaktadır. Bu parçacıkların yükleri ve kütleleri alfa parçacıklarınınkinden küçük olduğundan bunların maddeyle etkileşme olasılıkları, alfa ışınındakinden daha azdır. Bu nedenle bu parçacıkların erişme mesafeleri alfa parçacıklarınınkinden daha uzundur (15).

Elektronların absorpsiyonu: Parçacık hızlandırıcı aygıtlarda üretilen elektron ışınları bir ortamdan geçerken, ortamın atomlarıyla çeşitli yollarla etkileşimde bulunur. Elektronun kütlesi diğer herhangi bir atomik kütleyle göre küçüktür ve gelen elektron; çoğunlukla saçılma olmak üzere, dört tip parçacık etkileşimine maruz kalır. Ortama giren hızlandırılmış bir elektron; atom elektronları ile inelastik çarpışma yapabilir (iyonizasyon ve eksitasyon), atom çekirdekleri ile inelastik çarpışma yapabilir (Bremsstrahlung), atom elektronlarıyla elastik çarpışma yapabilir, atom çekirdekleriyle elastik çarpışma yapabilir (15).

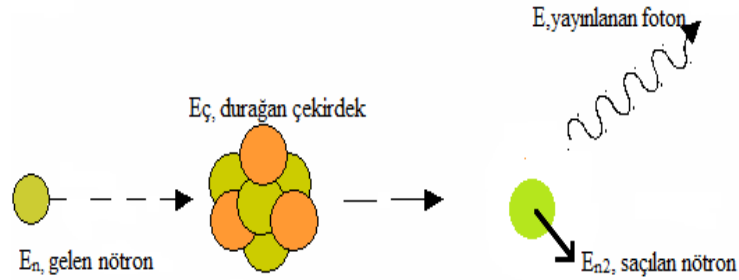
Nötronların madde ile etkileşimi: Proton hızlandırıcılarında üretilen yüksüz partiküler radyasyonlardır. Bu nedenle elektronlarla veya çekirdeklerle Coulomb etkileşmesine girmezler ve doğrudan iyonizasyon oluşturamazlar. Madde ile etkileşimleri gama ve X-ışınları gibi indirekt iyonizasyon şeklindedir. Hidrojen gibi düşük atom numaralı maddelerde nötronlar genelde çekirdeğe girerek orada soğurulur ve çekirdeğin proton yayınlamasına neden olur. Nötronun çekirdek ile etkileşimi sonucu çekirdekten fırlatılan ‘recoil’ protonlarının yanında, daha yüksek atom numaralı maddeler ile etkileşimde ise nükleer dezentegrasyon (çekirdek parçalanması) gerçekleşir ve açığa daha düşük enerjili ağır ve yüklü parçacıklar, nötron ve gama ışınları çıkar. Bunun yanında yavaş nötronların çekirdeğe entegre olması durumunda radyoaktif çekirdekler oluşabilir. Oluşan yeni parçacıkların rölatif biyolojik etkileri tam olarak bilinemediğinden, absorblanan doz ile klinikte oluşan etki bağlantısı oldukça karmaşıktır. Nötronların lineer enerji transfer (LET) değerleri ve biyolojik etkileri proton, foton ve elektrona göre oldukça yüksektir. Çok ağır çekirdeklerle yavaş nötronların etkileşimi, nükleer reaktörlerin güç üretimini sağlayan fisyon reaksiyonuna neden olabilir. Erişim mesafeleri sonlu değildir ancak ortalama bir erişim mesafesinden söz edilebilir. Nötronların madde ile etkileşmesinde inelastik ya da elastik çarpışma olasılığı nötronların enerjisine ve ortamın atom numarasına bağlıdır. Elastik çarpışma, gelen nötronların yavaşlamasında en önemli işlemdir. Elastik çarpışmada nötronun kinetik enerjisi, çekirdek ve nötronun kendisi arasında paylaşılır (**Şekil 2.11**). Böylece geride daha az enerjili bir nötron ve yüksek enerjili bir çekirdek kalır (15).



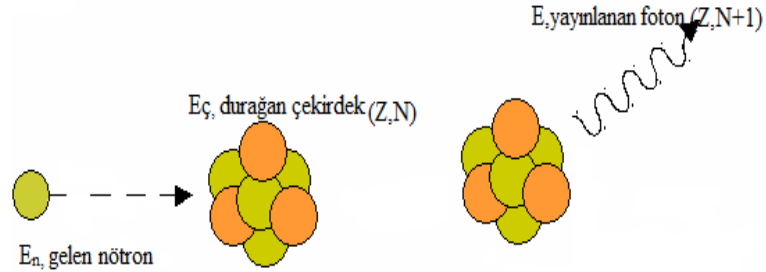
**Şekil 2.11.** Nötron, çekirdek elastik çarpışmasının şematik gösterimi



Bazen nötron hedef çekirdek tarafından yakalanabilir. Daha sonra ise uyarılmış olan çekirdek bir gama fotonu ile birlikte daha düşük kinetik enerjili bir nötron yayar (**Şekil 2.12**). Bu tip bir etkileşimin (inelastik saçılma) olasılığı gelen nötronun enerjisi ve hedef çekirdeğin yarıçapı arttıkça artar. Nötron, saçılmalar süresince enerjisini belirli bir şekilde kaybettikten sonra atomun çekirdeğiyle doğrudan etkileşerek çekirdek tarafından absorblanır (**Şekil 2.13**). Bu etkileşmeye nötron yakalama denir ve gelen nötronun enerjisiyle ters orantılıdır (15).



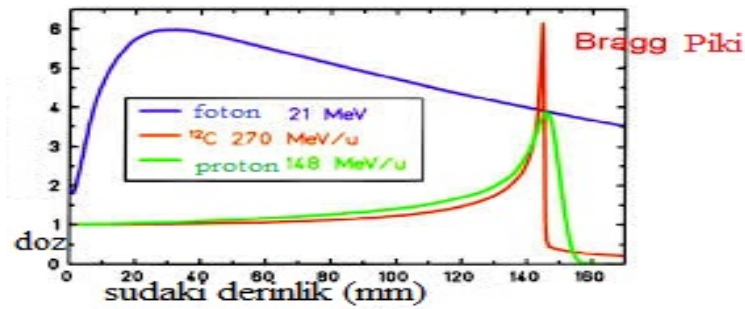
**Şekil 2.12.** Nötron, çekirdek inelastik çarpışmanın şematik gösterimi



**Şekil 2.13.** Nötron yakalama olayının şematik gösterimi

Protonun maddeyle etkileşimi: Protonlar elektronun tersine, pozitif birim yüke sahip olan ve kütlesi elektronunkinin 1836 katı olan parçacıklardır. Yüklü bir parçacık olarak protonun maddeyle etkileşimi, enerji kaybı ve saçılma mekanizmaları elektronunkine benzer. Diğer yandan büyük kütlesinden dolayı, saçılma olaylarında elektrona göre çok daha az yön değişikliğine uğrar. Böylece ortam içinde derine doğru düz bir çizgi boyunca ilerlerler. Ağır yüklü parçacıklar erişim mesafeleri boyunca hızla artan miktarda enerji kaybederler ve erişim

mesafelerinin sonuna yaklaştıkça bu kayıp miktarı maksimuma ulaşır. Çünkü enerji kayıp oranı; ortamın atom numarasının ve parçacığın hızının karesine bağlıdır ( $Z^2/V^2$ ). Bu nedenle atom numarası arttıkça ve parçacığın hızı azaldıkça enerji kayıp oranı artar. Ağır ve yüklü bir parçacık olan proton, ortama girdiğinde yavaşlar ve yavaşladıkça enerji kayıp oranı daha da artar. Erişim mesafesinin sonuna doğru öyle bir noktaya gelinir ki ortamdaki durdurma gücü değeri maksimuma ulaşır ve parçacığın enerjisi aniden sıfıra düşer. Parçacığın mesafe, enerji kaybı grafiğini incelediğimizde; enerji kayıp miktarı erişim mesafesinin sonuna yakın yerlere kadar görece sabit bir değerde kalırken, son kısımda aniden yükselen bir tepe oluşturur. Bu tepeye Bragg piki denilmektedir (**Şekil 2.14**). Derin doz eğrisinin karakteristiği, farklı enerjilerde proton demetlerinin üst üste bindirilmesiyle, hastaya özel kılınabilir. Bu teknikle Bragg pikinin genişliği hedefe göre ayarlanabilir ve hedefin arkasında birkaç milimetrede doz sıfıra düşer (15).



**Şekil 2.14.** Proton ışınlamalarında Bragg piki

## 2.2. Tedavi Planlama

Tedavi planlaması tüm radyoterapi sürecinin ilk ve en önemli basamağıdır. Bu süreç; ışınlaması planlanan hedefin, hedefi ışınlayacak alanların, pozisyonlamada ve ışın alanında kullanılacak aksesuarların, tedavi dozlarının ve ışınlama tekniğinin belirlenmesi gibi karmaşık ve kritik önemde işlemleri kapsar. Bu işlemler şu şekilde sıralanır:

-Tedavinin planlanabilmesi için hastanın istenilen sabit bir pozisyonda konvansiyonel ya da BT-simülatörde görüntülenerek, tümörün yerinin belirlenmesi (lokalizasyonu) ve ışınlanacak hedef volümün tanımlanması.

-Hasta konturlarının belirlenmesi: İki boyutlu planlamalarda doz dağılımının görülmesi istenen anatomik yapıların ve hedef volümün dış kontur içine yerleştirilmesi; BT-Sim ile yapılan üç boyutlu planlamalarda her kesitte ilgili organların ve hedef volümün konturlanması.

-Klinik sınırlar içinde, hedef volümü istenen dozda ışınlamak için gerekli olan optimum tedavi alanlarının belirlenmesi.

-Hastada doz dağılımının hesaplanması.

-Tedavi teknikleri için, tedavinin doğru gerçekleştirilmesini sağlayacak bilgilerin hazırlanması (16).

### **2.2.1. Tümör Lokalizasyonu ile İlgili Tanımlamalar**

Gros Tümör Volümü (GTV): BT ya da MR gibi tanı araçları ile tespit edilebilen görüntülenebilir tümör volümüdür.

Klinik Target (Hedef) Volüm (CTV): Klinik çalışmalar, gros tümörün etrafında teşhis edilemeyen subklinik hücrelerin var olduğunu ortaya koymaktadır. Bu nedenle GTV tedavi edilirken bu bölgelerin de tedavi alanına dahil edilmesi gerekmektedir. Esasında anatomik/klinik bir tanımlama olup, tedavide kür veya palyasyonun amaçlanmasına göre yeterli doz alması gereken volüm, radyasyon onkoloğu tarafından belirlenir. Bu belirlemeden sonra tedavinin hangi teknik kullanılarak planlanacağına karar verir.

CTV = GTV + subklinik hastalık bölgesi

Planlanan Hedef Volüm (PTV): Geometrik bir tanımlamadır. Tedavide olabilecek hastaya ve aygıta ilişkin tüm özellikleri göz önünde bulundurur. Oluşabilecek hata payları dikkate alınarak verilmek istenen dozu CTV içinde oluşturmak için, ışın alanlarının ve boyutlarının doğru olarak seçilebilmesi bu volümün belirlenmesine bağlıdır. Volümü ve şekli daha önce tanımlanmış olan CTV' ye bağımlı olmakla birlikte, seçilen tedavi tekniği ile de ilgilidir. Kağıt üzerinde, CTV için tedavi planlama sistemi (TPS) bilgisayarıyla ideal bir tedavi planı oluşturmak mümkündür. Ancak günlük uygulamada engellenemeyen solunum, sindirim ve kalp gibi iç (internal) organ hareketleri ve günlük hasta pozisyonunun kesin doğrulukla tekrar edilememesi (set-up hataları) sonucunda, tedavi planı hasta üzerinde tam olarak planlandığı şekilde gerçekleşmez. Bu olumsuzlukların en aza indirgenebilmesi için gerekli 'güvenlik payları (marjlar)' tedavi planına eklenmelidir.

$$PTV = CTV + \text{İnternal Marj (IM)} + \text{Set-up Marjı (SM)}$$

Internal marj; anatomik referans noktalarına göre CTV' nin pozisyon, hacim ve şeklinde görülen fizyolojik değişiklikleri içerir (örneğin; mesane ve rektumun her tedavide farklı dolulukta olması; solunum, barsak ve kalp hareketleri).

Set-up marjı ise; tedavi cihazının koordinat sistemlerine göre hastanın ve hasta üzerindeki ışın alanının, tekniker tarafından, her tedavide aynı şekilde pozisyon verilememesinin yanında, hastaya özgü 'klinik' ve aygıta özgü 'mekanik' etmenleri içermektedir. Cihazda görülebilecek gantry, masa, kolimatör sistemindeki mekanik hatalar, BT-Sim/TPS/Tedavi parametrelerinin uyuşmaması aygıta özgü klinik etmenlere birer örnektir. Bu hatalar hastanın uygun immobilizasyonu, kullanılan tüm ekipmanın mekanik stabilitesinin ve kendi aralarındaki uyumlarının sağlanması ile en aza indirgenir. Bu hatalar klinikler arasında değişiklikler göstermektedir.

PTV belirlenirken alan kenarlarında oluşan penumbradaki doz düşüşü genelde göz önüne alınmamaktadır. Ancak alan genişliklerine göre değişen penumbra bölgesi dikkate alınarak PTV' de düzeltme yapılabilir. PTV içerisinde (tedavi dozunun verilmek istendiği referans izodoza göre) +%7 ile -%5 düzeyinde bir

farklılık genel olarak kabul edilebilir bulunmaktadır. ICRU 62' de ICRU 50' ye ilave olarak 'Internal Target Volume' kavramı tanımlanmıştır.

Internal Hedef (Target) Volüm: CTV' ye ilave olarak nefes alıp verme, sindirim, kalp ve diğer diğer organ hareketlerini içine almaktadır.

$$ITV = CTV + IM$$

Planlanan Riskli Organ Volümü (PRV): Tedavi planlamasına ve uygulanacak toplam doza, komşu organların radyasyon duyarlılıkları ve görülebilecek erken ve geç yan etkiler göz önüne alınarak karar verilmelidir. Omurilik gibi bazı organlarda görülebilecek yan etkiler geç görülebilir ancak yüksek dozlarda kalıcı olabilmektedir. Mukozit, ishal gibi erken yan etkiler ise tedaviye ara verilmesine neden olabilir. Doku ve organların tolere edebilecekleri doz limitleri bellidir ve bu dozlar aşılmamalıdır. Tedavide anlamlı bir doz alan ve tedavi planlamasını etkileyebilecek bu gibi 'Risk Altındaki Organlar' (RAO) belirlenirken IM ve SM ilave edilmelidir.

$$PRV = RAO + IM + SM$$

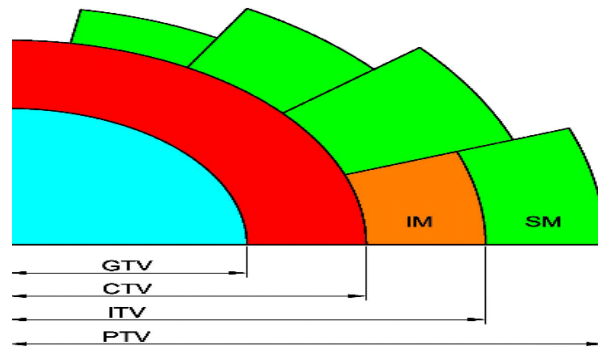
Tedavi Edilmiş Volüm (TV): PTV tedavi edilmek istenen volümdür ve ideal olarak tedavi edilmiş volümle örtüşmesi istenir. Ancak her kesitte PTV sınırlarında istenilen dozun verilebilmesi için seçilen tedavi planında PTV' den daha büyük bir hacim verilmek istenen dozu almaktadır. Örneğin bir tedavi planında PTV' yi kapsayan %)' lik izodoz radyasyon onkoloğu tarafından tedavi dozunun verilmesi gereken referans izodoz olarak seçilirse, genelde bu izodozun kapsadığı volüm PTV' den geniş olmaktadır. Tedavi planlamasında bu farkın en aza indirilmesine çalışılır.

Işınlanmış Volüm (IV): Her organa özgü tolerans dozuna göre anlamlı bir doz alan tüm normal doku volümlerini de içermektedir (örneğin meme ışınlamasında aynı taraf akciğerinin 25 Gy alan volümünün belirlenmesi). Bu volümdeki doz hem gerçek (absolüt) doz değeri olarak, hem de PTV için belirlenen dozun yüzde oranı olarak belirtilmelidir.

Konformal ve yoğunluk ayarlı radyoterapinin yaygın olarak uygulanmaya başlamasıyla, hedef volüm belirlemede kullanılan limitler azaltılmıştır. Şekil 2.15’ de ICRU 62’ de tanımlanmış volümler şematik olarak gösterilmiştir.

Maksimum Doz: PTV içindeki en yüksek dozdur (klinik olarak anlamlı olan volüm 15 mm çapın üstündeki volümlerdir.)

Minimum Doz: PTV içindeki en düşük dozdur (16).



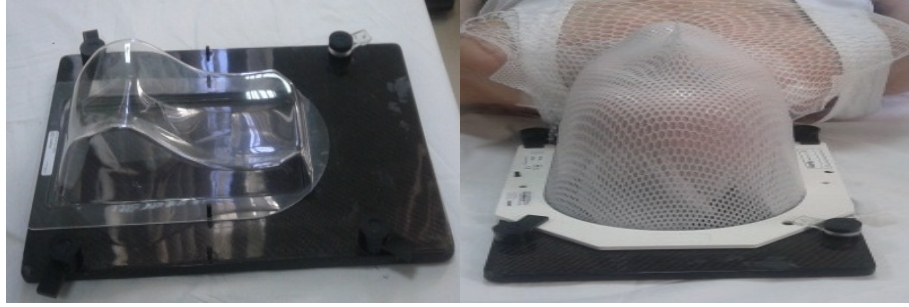
Şekil 2.15. ICRU 62’ de tanımlanmış GTV, CTV, ITV, PTV’ nin şematik olarak gösterimi



Şekil 2.16. Beyin tümörü planına ait GTV, CTV, PTV alanlarının şematik gösterimi

## 2.2.2. İmmobilizasyon ve Simülasyon

Hastaya uygulanan radyoterapinin başarılı olabilmesi için, görüntü alınması, simülasyon ve tedavinin verilmesi sırasında, hasta pozisyonunun aynı olması gereklidir. Bu üç aşamadan herhangi birinde hasta pozisyonunun farklı olması tedavinin başarısını doğrudan etkilemektedir. Hastaya aynı pozisyonun verilmesinin sağlanabilmesi, her aşamasında hasta pozisyonunun tekrarlanabilmesi için ilave araçlar kullanılır. Bu araçlara immobilizasyon araçları denir. Hastayı sabitleme amaçlı kullanıldığı gibi, ışınlamasını istemediğimiz organların tedavi alanının dışına çıkarılması için de kullanılırlar ve tedavi edilecek bölgeye göre farklılıklar gösterirler. Baş boyun bölgesi, kemikli yapıların çoğunlukta olduğu bölgedir ve kolaylıkla immobilize edilir. Başaltı köpükleri, baş tutucuları ve baş-boyun maskeleri en yaygın kullanılan immobilizasyon araçlarıdır. Akciğer ve mediasten ışınlamalarında kanatlı kol tutucuları (wing board) (Şekil 2.18) kullanılır (16).



Şekil 2.17. Baş altı desteği, baş boyun maskesi



Şekil 2.18. Kanatlı kol tutacağı (wing board)

Rektum ışınlamalarında ince bağırsakları tedavi alanından çıkarabilmek için ortası çukur özel tasarlanmış yatak (belly board) (Şekil 2.19) kullanılmaktadır. Vücudun herhangi bir bölgesinde gerekli olduğu durumlarda hastaya özel hazırlanmış sabitleme araçları kullanılabilir. Ancak kullanılan immobilizasyon araçları tedavi bölgesinin içine giriyorsa, radyasyon absorpsiyonunu önemli ölçüde etkilemeyecek maddeden yapılmış olmasına dikkat edilmeli ve cilt dozunu ne kadar etkilediği bilinmelidir (16).



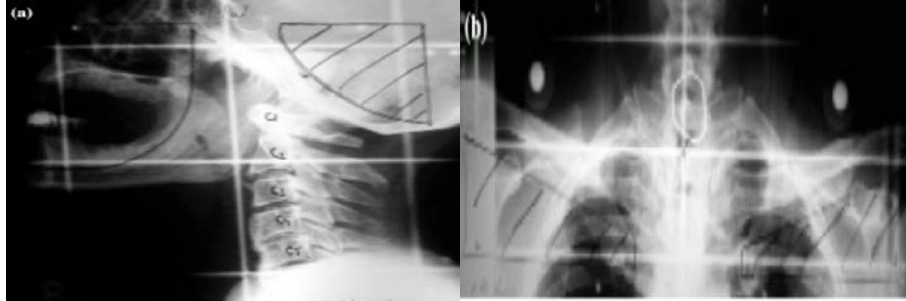
**Şekil 2.19.** Rektum ışınlamaları için tasarlanmış yatak (belly board)

Simülasyon; hastanın tedavi alanlarını, tedavi makinelerinin dışında, düşük enerjili ( $< 300$  kV) X-ışınları kullanarak belirleme işlemidir. Kısaca, tedavinin taklit edilmesi olarak ifade edilebilir. Radyoterapide tedavi, yüksek enerjili fotonlar ve elektronlar kullanılarak yapılmaktadır. Bu enerji seviyelerine sahip aygıtlarla organların görüntüsünü ayrıntılı olarak elde etmek mümkün değildir. Düşük enerjili ( $< 300$  kV) X-ışınlarıyla görüntü alındığında ise organların görüntüleri daha kaliteli olarak elde edilir. Böylece tümör ve etrafındaki normal dokuları ayırt edebilmek mümkün olur. Hastalar tedaviye alınmadan önce, simülatör olarak isimlendirilen, enerji seviyesi  $< 300$  kV olan röntgen cihazlarıyla (konvansiyonel simülatör) veya BT kesitleri üzerinden (BT-Sim) tedavinin benzeri gerçekleştirilecek, kullanılacak alanlar doğru bir şekilde belirlenir. Konvansiyonel ve sanal olmak üzere, iki simülasyon yöntemi vardır (16).

Konvansiyonel simülasyon: Mekanik özellikleri tedavi makineleri ile aynı, düşük enerjili X-ışını üreten simülatör cihazıyla yapılır. Gerekli immobilizasyon araçları kullanılarak tedavi pozisyonu verilmiş hastalar, simülatör cihazının masasına



yatırılır. Tedavi alanları floroskopik görüntü yardımıyla doğrudan belirlenir ve hasta üzerine çizilir. Simülasyon sırasında tedavi alanlarının sayısı, açısı ve boyutları belirlenir. Genellikle, dozun orta noktaya veya belli bir derinliğe verildiği bir boyutlu (B) ve merkezi eksen kesit bilgilerinin kullanıldığı 2B tedavi planları için uygun bir simülasyon tekniğidir. Işın tedavisinde ‘sabit SSD’ ve ‘SAD’ olmak üzere iki farklı teknik kullanılır. Her iki teknik aynı tedavide birlikte kullanılmaz. Simülasyon işlemine başlamadan önce kullanılacak teknik belirlenmelidir. Simülasyon sırasında, tedavi alanlarının bilgileri hasta dosyalarına işlenir. Günümüzdeki simülatörler bilgisayar kontrollüdür, tedavi alanlarına ait bilgiler doğrudan TPS bilgisayarlarına gönderilir ve çıktıları hasta dosyasına eklenir. **Şekil 2.20**’ de konvansiyonel simülasyonla belirlenmiş tedavi alanına örnek görülmektedir. Eklenen bazı özel donanım ve yazılımlarla, konvansiyonel simülatörlerde floroskopi dışında BT kesitleri elde edilmesi de mümkündür. CBCT (Cone Beam CT) adı verilen bu simülatörler melez (hybrid) simülatör olarak sınıflandırılabilir. BT kesitlerinin koni şeklinde diverjan X-ışını demetiyle elde edildiği bu simülatörler sanal simülasyon amacıyla da kullanılabilir (16).



**Şekil 2.20.** Lateral (a) ve ön (b) alanlar için konvansiyonel simülasyon filmleri

Sanal simülasyon: Radyoterapide kullanılan tedavi planlarında alan sayıları arttıkça ve alan şekilleri daha kompleks hale geldikçe, hastanın tedavi planlamasının konvansiyonel simülatör kullanılarak istenilen kesinlik ile yapılması mümkün olmamaktadır. Bu gibi planlamalarda hastanın transvers (aksiyal) kesitlerinden elde edilen anatomik bilgilere ihtiyaç duyulur. Hastanın tedavi alanları, BT-Sim’ den elde edilen kesitlerin üç boyutlu olarak (transvers, sagittal ve koronal düzlem) rekonstrüksiyonlarının yapılabildiği TPS’ de özel simülasyon/3B planlama yazılımı

kullanılarak bilgisayar ortamında belirlenir. Bu işlem sanal simülasyon olarak adlandırılır. Sanal simülasyon amaçlı kullanılacak BT' nin gantry açıklığı immobilizasyon araçları kullanılarak pozisyon verilmiş hastanın sığabilmesi için 80 - 90 cm ve masası tedavi cihazlarında olduğu gibi düz olmalıdır. Sanal simülasyonda yapılması gereken ilk işlem, hastanın hedef volümüne yakın bir yerde referans noktalarının lazerle belirlenmesi ve bu noktaların BT kesitlerinde görülebilmesi için 1 – 2 mm çapında kurşun bilyeler ile işaretlenmesidir (16).

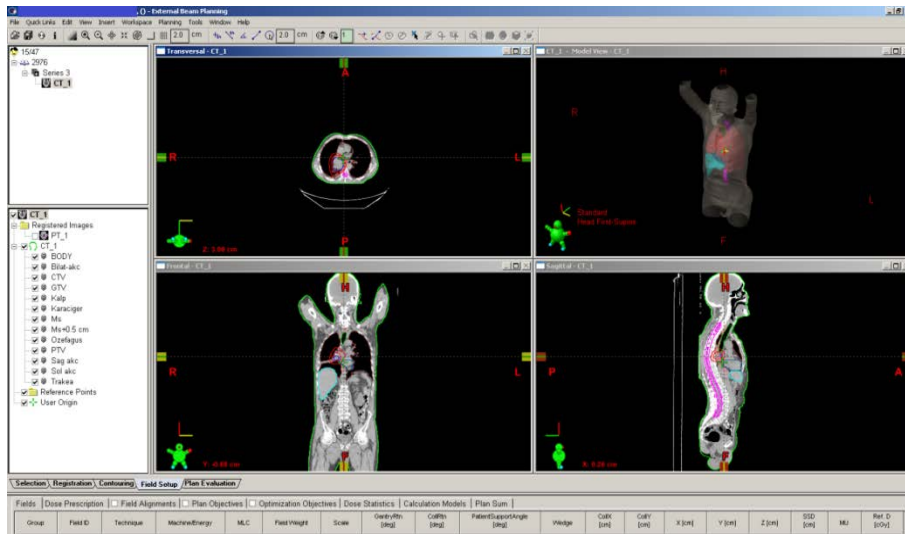


**Şekil 2.21.** BT çekimi sırasında hasta üzerinde lazerlerin belirlenmesi

İkinci adım, hastanın BT görüntülerinin alınmasıdır. BT görüntüleri alınacak bölge radyasyon onkologları tarafından belirlenir. Hastanın BT görüntüleri sanal simülasyon konsoluna gönderilir. Bu konsollarda, BT kesitleri üzerinde GTV, CTV, PTV ve RAO sınırları çizilir. Bu işlem hedef volümlerin kontrol edilmesi olarak adlandırılır. Hedef volümler belirlenirken bazen BT görüntüleri yeterli olmaz, ilave olarak MR, USG, PET ve PET/BT görüntülerine ihtiyaç duyulur ve bu görüntüler de kullanılarak hedef volüm kontrol edilir. Kontrol edilmiş BT görüntüleri TPS bilgisayarına gönderilir. Doz hesaplamaları BT görüntüleri üzerinden yapılır (**Şekil 2.21**). BT görüntüleri sanal simülasyonun ve tedavi planlamasının olmazsa olmazıdır. Tedavi planlama bilgisayarına gelen BT görüntülerinin üzerinde, tıbbi radyasyon fizikçileri tarafından hastanın hedef volümüne uygun tedavi alanları oluşturulur ve bu alanların doz dağılımları elde edilir (16).

BT kesitleri kullanılarak yapılan her sanal planlamada, alanların boyutlarını ve şeklini gösteren görüntüler bilgisayar tarafından dijital olarak oluşturulur (DRR). TPS' de oluşturulan bu görüntüler tedavi ünitesine gönderilir. Tedavide çekilen

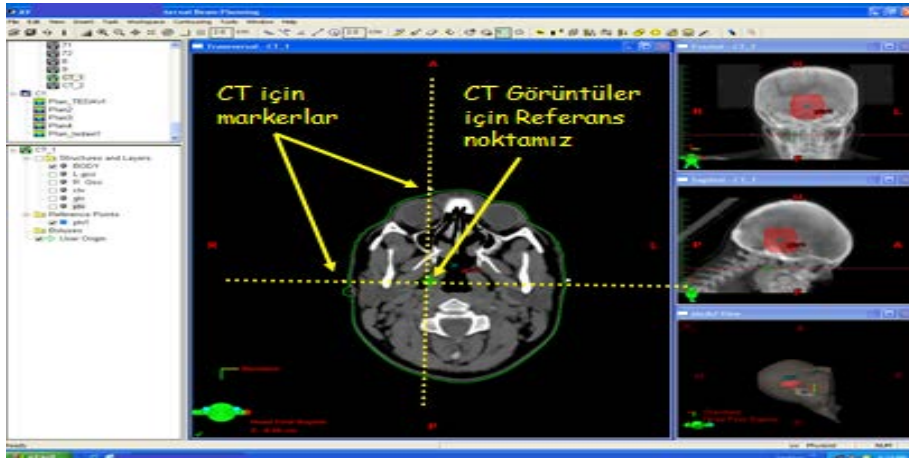
portal görüntülerin doğruluğu, referans olarak kabul edilen DRR görüntülerle karşılaştırılarak yapılır. İstenilen doz dağılımını veren tedavi planı radyasyon onkoloğu tarafından onaylanır. Onaylanmış planın bilgileri ve alanların izosantırı sanal simülasyon konsoluna aktarılır. (İzosantır: Simülatör cihazı, 360 derece rotasyon dönme hareketi yapan bir taşıyıcı kola sahiptir. Bu kolun bir ucunda röntgen tüpü ve imaj tüpü karşılıklı olarak taşır durumdadır. Her ikisi de ayrı ayrı dönme aksına yaklaştırılıp uzaklaştırılabilir. X- tüpü taşıyan kafada kolimatör ve sahayı aydınlatan bir lamba bulunur ve merkezleri ışın aksı ile çakışır. Kafa ise taşıyıcı kol vasıtasıyla bir nokta etrafında döner ve ışın aksı ile rotasyon aksinin kesiştiği nokta izosantırı verir). Hasta tekrar BT masasına yatırılır, üzerindeki işaretlerle lazerler üst üste getirilir. Hastanın yeni bilgileri önceden referans olarak belirlenen noktadan olan uzaklığına göre kaydırılarak gerçek tedavi izosantırı hasta üzerine işaretlenir. Bütün bu işlemler sanal simülasyonu oluşturur. Tedavinin uygulanacağı lineer hızlandırıcıda ilk tedavi öncesinde, hasta cihazın masasına yatırılarak TPS' den gelen tedavi izosantırı x, y, z koordinatlarına göre kaydırma yapılarak da doğrudan hasta üzerinde belirlenebilir. Her iki yöntemle belirlenebilen izosantır noktasının doğruluğu 1 ön ve 1 yan (ortogonal) portal görüntüleme yöntemiyle doğrulanmalı, hasta veya maske üzerinde izosantırı gösteren işaretler 1 ön ve 2 yan olmak üzere konmalıdır. Daha sonra her tedavi alanına ait port görüntüleri DRR' ları ile kontrol edilir ve ışınlamaya bu şekilde izin verilir (16).



**Şekil 2.22.** Planlama yapılacak olan bir hastaya ait BT çekimi



Şekil 2.23. BT Simülör cihazı ve planlama yapılan bilgisayarlar



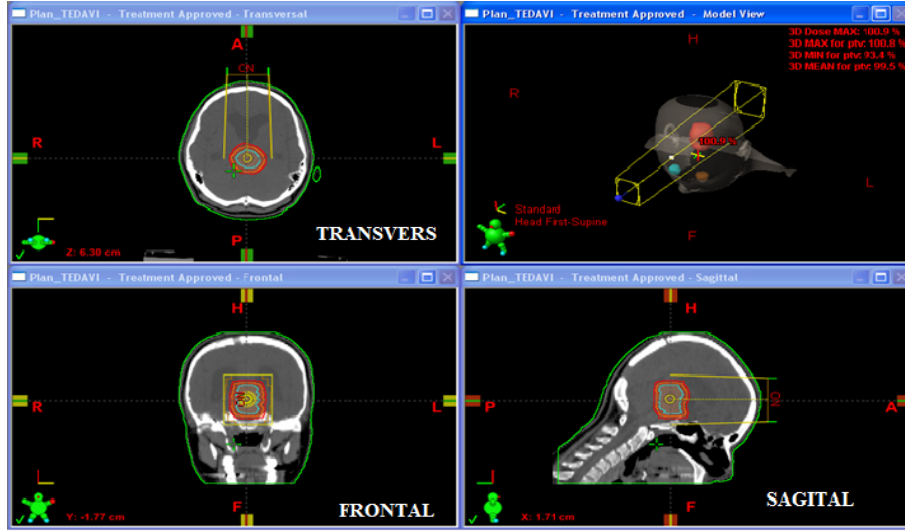
Şekil 2.24. BT çekiminde referans noktasının belirlenmesi

### 2.3. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)

Doz dağılımları önceki dönemlerde sadece transvers kesitte hesaplanabilirken, günümüzde bu kesitlerden 3 boyutlu rekonstrüksiyon yapılarak, sagittal ve frontal kesitlerde de hesaplama yapmak mümkündür. Her üç düzlemde hacimsel (volümetrik) doz dağılımlarını değerlendirerek yapılan planlamaya 'üç boyutlu planlama' denir.

BT ve MR görüntüleme, tümörün ve hasta anatomisinin üç boyutlu görüntülenmesini sağlayarak radyoterapistin, komşu ve kritik organları korurken hedef volüme daha doğru tedavi vermesini mümkün kılar. 3BKRT; üç boyutlu anatomik verilere dayanarak, tümör dokusuna maksimum dozu verirken, çevredeki

sağlıklı dokuya mümkün olan en düşük dozu verecek şekilde doz dağılımlarını sağlayan tedavi yöntemidir. **Şekil 2.25'** de 3B' li planlamaya örnek gösterilmiştir. Hastanın alanları BT-Simülatör yardımıyla belirlenir. Hasta bilgileri TPS' ye BT Simülatörden doğrudan aktarılır (17).



**Şekil 2.25.** Üç boyutlu planlama

Tedavi planı doz dağılımlarının her üç düzlemde görülüyor olması, PTV' yi daha iyi ve homojen bir doz dağılımıyla kapsayan alan sınırlarının belirlenmesine olanak sağlamıştır. Seçilen ışın alanlarının PTV' ye en uygun olacak şekilde biçimlendirilmesi için, her ışın alanının kenarındaki (veya içindeki) ışın almasını istemediğimiz bölgeler, özel koruma bloklarıyla korunur. **Şekil 2.26'**da kişiye özel hazırlanmış koruma bloğu görülmektedir. Kişiye özel hazırlanmış koruma bloğuna, ışın diverjansına uygun olarak kesildiği için fokalize blok denir.



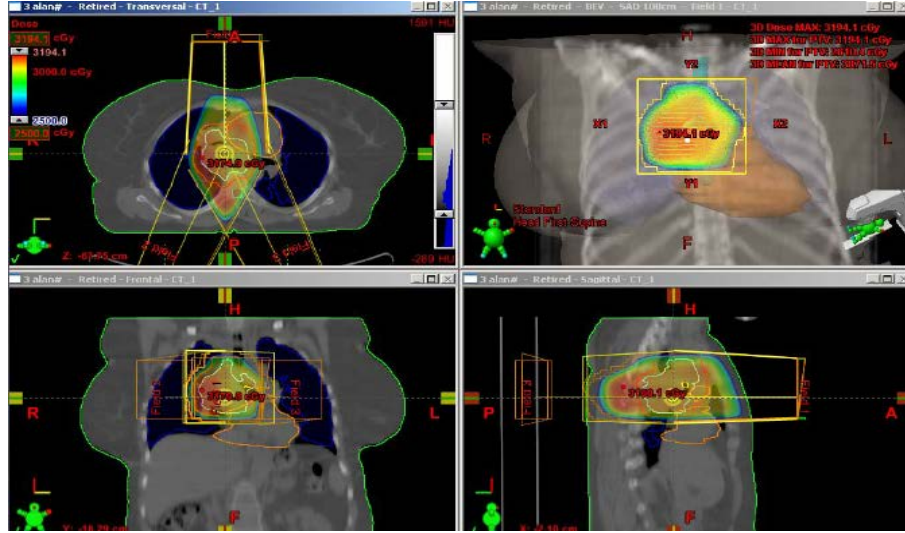
**Şekil 2.26.** Kişiye özel hazırlanmış blok (foton ışınlaması için)

Günümüzde alan şekillendirilmesi lineer hızlandırıcılarda bulunan çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemi ile yapılmaktadır. Alan şekillendirmesi, kişiye özel blok veya ÇYK ile PTV dikkate alınarak yapılmış planlamaya 3 Boyutlu Konformal Planlama denir. **Şekil 2.27'** de ÇYK ile yapılmış alan şekillendirilmesi görülmektedir. Çok yapraklı kolimatör kullanılarak; tedavi edilecek alan şekilleri tedavi planlama sistemleri tarafından oluşturulabilmektedir. Hazırlanan plan sayesinde kritik organlar da dahil hedef volümü için 'doz volüm' histogramları çizilir. Tümör yerleşimi ve boyutuna uygun olarak ışın yoğunluklarını değiştirerek homojen bir doz dağılımına sahip, verilen toplam dozun PTV' nin büyük bir bölümünü saracak şekilde bir plan elde edilir (17).



**Şekil 2.27.** Çok yapraklı kolimatör (MLC)

Planlama için gerekli hasta bilgileri TPS' ye BT-Simulatörden doğrudan aktarılmaktadır. **Şekil 2.28'** de konformal planlamaya örnek görülmektedir. Tedavi alanlarının her gantry açısında kaynaktan bakıştaki görüntüsü (ışın gözü görüntüsü) TPS' de elde edilir. Radyoterapi terminolojisinde ışın gözü kelimesinin karşılığı olan 'beam's eye view' teriminin baş harflerinden oluşan BEV kısaltması kullanılır (17).



**Şekil 2.28.** 3BKRT planlama

## 2.4. Planın Değerlendirilmesi

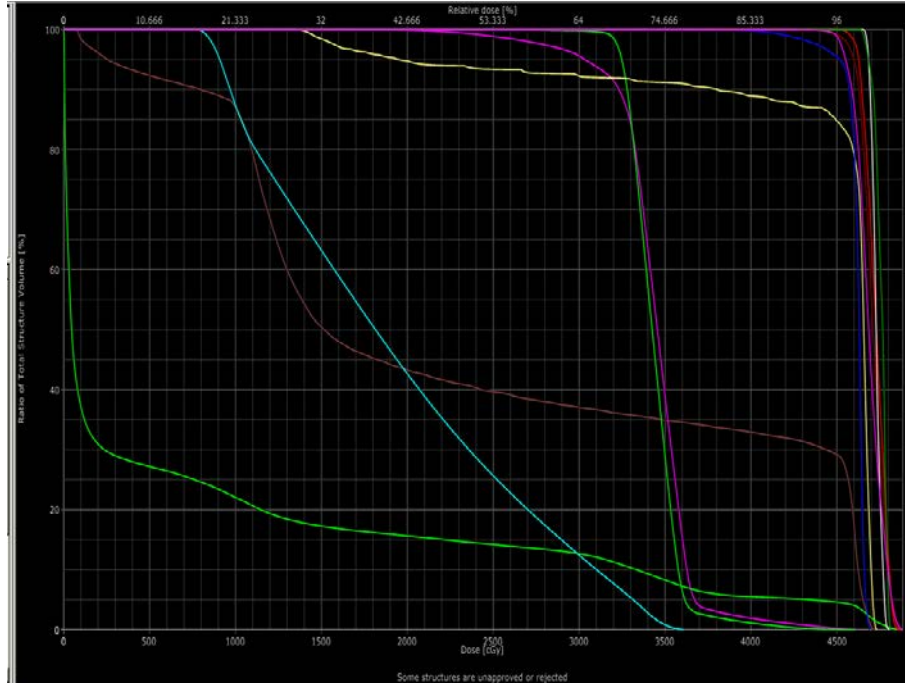
Tanımlanan dozu PTV' ye verebilecek birden fazla tedavi planı oluşturmak mümkündür. Hangi planın hasta için daha uygun olduğuna karar vermek için konvansiyonel radyoterapide genellikle birkaç transvers kesitteki doz dağılımlarına ve minimum tümör dozu, maksimum kritik organ dozları gibi belirli parametrelerin değerlerine bakılır (18).

### 2.4.1. Doz Volüm Histogramları

Üç boyutlu konformal radyoterapi planı değerlendirilirken sadece bu parametrelere bakılarak karar verilemez. Her plan hastaya özeldir. Hangi planın daha uygun olduğuna karar vermek için plandaki kritik her noktanın dozlarının karşılaştırılması gerekir. Bunun için kullanılan grafik 'Doz Volüm Histogramları (DVH)' olarak adlandırılır. DVH' ler bu doz karşılaştırılmasını kolaylaştırır. DVH' ler üç boyutlu doz bilgilerini ilgili her organ için bir eğri olacak biçimde grafiksel olarak özetler. 'Diferansiyel' ve 'Kümülatif' olmak üzere iki tip DVH vardır.

Diferansiyel DVH, volümdeki doz farklılığını en düşükten en yükseğe gösterir.

Kümülatif DVH, ise spesifik doz almış anatomik yapının volümünü gösterir. Kümülatif DVH' ler, Diferansiyel DVH' lerden daha kullanışlıdır ve daha yaygın kullanılmaktadır. Bu nedenle DVH dendiğinde, Kümülatif DVH anlaşılır. **Şekil 2.29'** da 'body, CTV, PTV ve bazı kritik organlar için DVH görülmektedir (12, 19).



**Şekil 2.29.** Doz volüm histogramları

#### 2.4.2. Conformity Index

Radyasyon Tedavisi Onkoloji Grubu (The Radiation Therapy Oncology Group) RTOG tarafından tüm kanser vakalarının tedavi planlarının kalitesini tanımlamak için kolayca kullanılabilen ve yaygın olarak kullanılması gereken tanımlanmış üç ölçüm standardı bulunmaktadır. Bunlardan ilk olarak belirlenen ölçüm kavramı Conformity Index yani tedavi uygunluk endeksi olan kısa gösterimi 'CI' olarak belirlenen ölçüm kavramıdır. Conformity Index kavramı; bölüm- bölüm dozimetrik analizin ve doz volüm histogramlarının uzantısı olarak geliştirilmiş,



dozimetrik analiz ve doz volüm histogramları kullanılarak bu kavram ortaya atılmıştır (20).

Conformity Index değerlendirilirken target volüm olarak nitelendirilen hedef hacmin kendisi ile aldığı doz miktarı, hedef hacmin belirli bir kısmı ile aldığı doz miktarı veya bu hacmin fraksiyonu ile aldığı doz miktarının arasındaki ilişkinin mutlak değeri olarak tanımlanabilir. Conformity Index sadece target volüm veya bir kısmının aldığı dozu belirlemek için değil aynı zamanda tümör hacminin almış olduğu reçete izodoz, referans izodoz, minimum izodoz, maksimum izodoz gibi diğer izodozların oranını belirlemek için de kullanılır (20).

Conformity Index kavramının ortaya atılmasının ve üzerinde bu kadar durulmasının nedeni; birçok kanser vakasında yapılan tedavi planlarının her zaman hastaya özel olsa da tam anlamıyla standartların sağlanmaması, hazırlanan tedavi planlarının her zaman çok ta iyi olmamasından dolayı tedavilerin tam anlamıyla özverili olarak yapılamamasından kaynaklanmaktadır. Bundan dolayı bu kavramın kullanılması uygulanacak tedavi seçimini kolaylaştırabileceği gibi çeşitli tedavi planlarının karşılaştırılmasına da imkân sağlayacaktır. Tedavi planını hazırlayan tıbbi radyasyon fizikçisi ile onkologlar hazırlanan planı hastaya uygulamadan önce Conformity Index değerini hesapladıklarında bu değeri göz önünde bulundurduklarında uygulanan tedavinin standartlara ne kadar uygun bir şekilde hazırlandığı görülecektir (21).

Conformity Index parametresinin hesaplanması Amerikan Brakiterapi Derneği tarafından desteklendiği gibi hastaya özel planların uygulanması; konformal radyoterapi, stereoaktik radyoterapi veya brakiterapi gibi tedavi seçimlerini kolaylaştırma konusunda kolaylık sağlayacaktır (22).

RTOG tarafından hesaplanması önerilen parametrelerin haricinde birçok parametre hesaplanması önerilmiş fakat bu parametreleri yorumlamanın güçlüğü ortaya bir takım sorunları çıkarmaktadır. Parametrelerin hemen hemen hepsi aynı sonuca varsa da sade ve net olarak bir sonuca varılması için RTOG tarafından önerilen parametreler hesaplanmalıdır (3, 21-26).

**Tablo 2.1.** Tedavi kalitesinin belirlenmesi için önerilen parametreler

-RTOG (1, 22,23).

Hedefi sarma kalitesi: Quality of coverage  $_{RTOG} = \frac{I_{min}}{RI}$

Homojenite endeksi: Homogeneity index  $_{RTOG} = \frac{I_{max}}{RI}$

Uygunluk endeksi: Conformity index  $_{RTOG} = \frac{VRI}{TV}$

-SALT (21,22).

Lezyon sarma faktörü: Lesion coverage factor =  $\frac{LVRI}{LV} = \frac{TVRI}{TV}$

Doz altındaki lezyon faktörü: Lesion underdosage factor =  $\frac{LV < RI}{LV}$

Doza maruz kalan sağlıklı doku faktörü: Healthy tissue overdosage factor =  $\frac{HTVRI}{LV}$

Geometrik uygunluk endeksi: Geometric conformity index =  $\frac{LV < RI}{LV} + \frac{HTVRI}{LV}$

-Lomax ve Scheib (24).

Sağlıklı dokunun uygunluk endeksi: Healthy tissue conformity index =  $\frac{TVRI}{VRI}$

-Van't Riet (25).

Uygunluk numarası: Conformation number =  $\frac{TVRI}{TV} \times \frac{TVRI}{VRI}$

-Baltas (26).

Uygunluk endeksi: Conformal Index =  $\left( \frac{TVRI}{TV} \times \frac{TVRI}{VRI} \right) \times \Pi \left( 1 - \frac{\text{critic organ dozu}}{\text{critic organ volume}} \right)$

RTOG tarafından 1993 yılında; referans izodoz değerini, referans izodoz hacmini, belirlenen target volüm (hedef hacmi) parametrelerinin her birini yukarıda görüldüğü gibi tanımlamıştır (8).

**Tablo 2.2. Tablo 2.1' de verilen formüllerde kullanılan kısaltmaların açıklaması**

Imin: PTV hacmi saran minimum doz

Imax: PTV hacmi saran maksimum doz

RI: Referans izodoz

$V_{RI}$ : Referans izodoz hacmi

TV: Target volüm- Hedef hacim

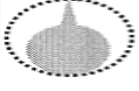





$TV_{RI}$ : Referans izodoz tarafından sarılan hedef hacim

LV: Lezyon hacmi

$LV_{RI}$ : Referans izodoz tarafından sarılan lezyon hacmi

$LV < RI$ : Referans izodoz değerinden küçük izodozun sardığı lezyon hacmi

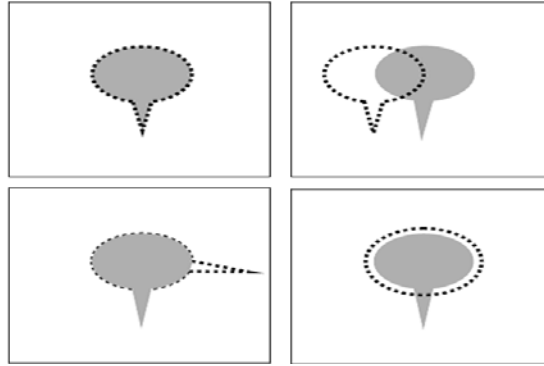
$HTV_{RI}$ : Referans izodoz tarafından sarılan sağlıklı doku

Treatment plan	Parameters	$\frac{V_{RI}}{TV}$ RTOG (1)	$\frac{TV_{RI}}{TV}$ SALT-Lomax (28,32)	$\frac{TV_{RI}}{V_{RI}}$ Lomax (32)	$\frac{TV_{RI} \times TV_{RI}}{TV \times V_{RI}}$ Van't Riet (33)
	TV = 5 cm <sup>3</sup> * $V_{RI} = 10 \text{ cm}^3$ § $TV_{RI} = 5 \text{ cm}^3$ ¶	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>0.50</b>	<b>0.50</b>
	TV = 5 cm <sup>3</sup> $V_{RI} = 3 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 3 \text{ cm}^3$	<b>0.60</b>	<b>0.60</b>	<b>1</b>	<b>0.60</b>
	TV = 5 cm <sup>3</sup> $V_{RI} = 5 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 4 \text{ cm}^3$	<b>1</b>	<b>0.80</b>	<b>0.80</b>	<b>0.64</b>
	TV = 5 cm <sup>3</sup> $V_{RI} = 5 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 2.5 \text{ cm}^3$	<b>1</b>	<b>0.50</b>	<b>0.50</b>	<b>0.25</b>
	TV = 5 cm <sup>3</sup> $V_{RI} = 5 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 0 \text{ cm}^3$	<b>1</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>
	TV = 5 cm <sup>3</sup> $V_{RI} = 5 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 5 \text{ cm}^3$	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>

**Şekil 2.30.** Conformity Index değerlerinin çeşitli protokollere göre hesaplanması

$$\text{Conformity Index}_{\text{RTOG}} = \frac{V_{\text{RI}}}{V_{\text{TV}}}, V_{\text{RI}}: \text{referans izodoz volümü, TV: target volüm}$$

RTOG tarafından belirlenen Conformity Index (uygunluk endeksi) değeri yukarıda denklemde gösterilmiştir, formülde kullanılan simgelerin açıklamaları verilmiştir. Bu parametreyi şu şekilde yorumlayabiliriz; Conformity Index 1' e eşit olduğu durumda ideal tedavi tümör uyumu sağlanmış olur, ancak çoğu zaman pratikte 1 değerini elde etmek mümkün olmayabilir. Conformity Index değeri 1' den daha büyük olduğu durumlarda sadece belirlenen hedef hacmin değil, tümör çevresinde bulunan sağlıklı dokunun da ışınlanmaya maruz kaldığını göstermekte; Conformity Index değeri 1' den daha küçük olduğu durumlarda ise belirlenen hedef hacmin sadece bir bölümünün kısmen ışınlanmış olduğunu uygun bir ışınlama planının yapılmamış olduğunu gösterir. RTOG bu parametre için 1 değerinin nadiren elde edildiğini belirtmiş bu yüzden, Conformity Index parametresinin değerlendirilmesinde belirli birkaç aralık verilmiş olup, bu parametrenin bu aralık değerlerine göre yorumlanması tercih edilmiştir (8).



**Şekil 2.31.**  $V_{\text{RI}}/V_{\text{TV}}$  oranı için 4 olasılık

Conformity Index değeri eğer; 1 ile 2 arasında elde edilirse yapılan tedavinin hazırlanan tedavi planı ile uyum içerisinde olduğu kabul edilir. CI değeri 2 ile 2.5 arasında elde edilirse RTOG protokolü ihlal edilmiş olur ve bu yapılan tedavi planının düzeltilmesi gerekir. CI değeri 0.9' dan az veya 2.5' dan fazla ise yine protokol ihlal edilmiş olur ve tedavi planı yine aynı şekilde kabul edilemez (8).

Bu parametrenin hesaplanmasının bir dezavantajı bulunmaktadır. Tedavi edilen alanlar eğer iki çakışan alan ise veya kesişen iki alan söz konusu ise CI değerinin RTOG protokolüne uygun olabilmesinden söz edilemez (8).

Conformity Index tek başına değerlendirilmemeli, hastaya ait çekilen Bilgisayarlı Tomografi görüntüsünün kesitlerine bakarak yapılan tedavi planına göre dozun homojen dağılımı ile doz volüm histogramlarını incelenerek tedavi planının kalitesi yorumlanmalıdır.

Bu parametre konformal radyoterapi için önerilen bir model sağlanmasını ve tedavinin en hassas, en titiz şekilde planlanmasını sağlar (27-28).

### 2.4.3. Homojenite Index

RTOG protokolleri tarafından tedavi kalitesini ölçmek için belirlenen bir diğer değer de Homojenite Index (HI) dır. Sadece RTOG protokolü değil aynı zamanda ICRU (International Committee on Radiological Units and Measurements/Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi) protokolü tarafından da PTV dozları değerlendirilirken CI' e ilave olarak HI tanımının da kullanılması önerilmektedir.

Homojenite Index değeri belirlenen PTV hacmi için verilen dozun hacim içerisinde ne kadar homojen, eşit oranlarla dağıldığının göstergesidir. Homojenite Index değeri RTOG prokolünde PTV içerisindeki maksimum dozun, belirlenen referans izodoza bölünmesiyle elde edilir. ICRU 83 protokolünde ise HI parametresi PTV' nin bazı oranlarının aldığı dozların formülize edilmesiyle bulunmaktadır (29, 30).

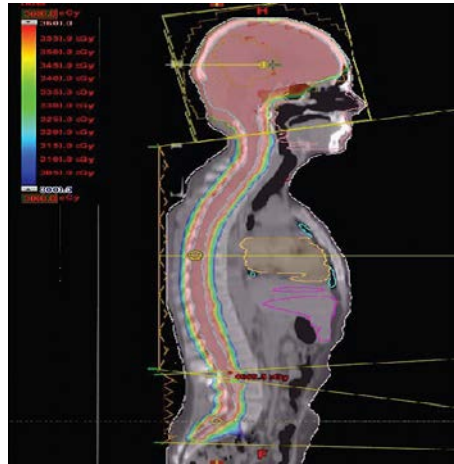
Homojenite Index  $_{RTOG} = \frac{I_{max}}{RI}$  ,  $I_{max}$ : PTV alanındaki maksimum doz oranı,  
RI: referans izodoz

Homojenite Index  $_{ICRU83} = \frac{D_{\%2} - D_{\%98}}{D_{\%50}}$ ,  $D_{\%2}$ : PTV' nin %2' sinin aldığı doz,  $D_{\%50}$ : PTV' nin %50' sinin aldığı doz,  $D_{\%98}$ : PTV' nin %98' inin aldığı doz

ICRU 83 protokolünde ve RTOG protokolünde farklı formüller verilmiş olsa da iki formülün yorumlanması aynı sonuçlara varmaktadır. RTOG protokolüne göre Homojenite Index değeri yorumlandığında şu sonuçlar ortaya çıkmaktadır (8).

Homojenite Index' ini RTOG protokolüne göre yorumladığımızda; HI parametresi 2 dahil 2'den küçük olduğu durumlarda ( $HI \leq 2$ ) uygulanan tedavi planının protokole uygun olduğu kabul edilir. HI değeri 2 ile 2.5 arasında olduğunda protokolden minör yani küçük çapta bir sapma olduğu kabul edilir. Ancak bu HI parametresi 2.5 değerini aştığı durumda tedavi planı protokolden maksimum derecede sapsmiş olarak kabul edilir ama yine de kabul edilebilir olarak kabul edilir. Bu nedenle Homojenite Index değeri bir başka protokole göre de yorumlanmıştır (8).

Homojenite Index' ini ICRU 83 protokolüne göre yorumladığımızda; HI' inin 0' a yaklaşması PTV' deki doz dağılımının oldukça homojen olduğunu gösterir. HI değeri 0' dan uzaklaştıkça doz homojenitesi azalmakta bu yüzden yapılan planın tercih edilme oranı azalmalıdır. Bu durumda yapılan plan tekrar gözden geçirilmeli, yapılabilecek en iyi plan yapılmalı ve en uygun HI değeri elde edilmelidir. Aksi durumda hastaya uygulanan tedavinin yararından çok zararı olacaktır (8, 30).



**Şekil 2.32.** Eclipse TPS ile elde edilen doz dağılımı

#### 2.4.4. Quality of Covarage

RTOG protokolü tarafından belirlenen üç parametrenin sonuncusu ‘Quality of Coverage’ değeridir. Quality of Coverage değerini dozun tümör hacmini daha doğrusu PTV’ yi ne kadar sardığının göstergesidir. Yani ‘verilen doz tedavi edilecek hacmi ne kadar sarıyor?’ sorusuna bu parametre ile cevap bulabiliriz. Plan kalitesi tartışılırken; tedavinin uygunluğunun ve verilen doz homojenitesinin değerlerini incelemek yeterli değildir. Bunlara ilave olarak verilen dozun tümörü ne kadar içerisine aldığı da göz önünde bulundurulmalıdır. Quality of coverage değeri RTOG protokolünde şu şekilde formülize edilmiştir (8).

Quality of coverage  $_{RTOG} = \frac{I_{min}}{RI}$  ,  $I_{min}$ : PTV alanındaki minimum doz oranı,  
RI: referans izodoz

RTOG protokolüne göre Quality of Coverage (kapsam kalitesi) değeri yorumlandığında; tedavi sırasında verilen doz klinik ve patolojik olarak belirlenen target volümün %90 oranını sarıyorsa ideal tedavinin uygulanması sağlanmış olur. %90 oranı ideal bir oran olup bu değer kimi zaman %100’ lere bile ulaşabilir bu durumda dozun tümörü maksimum derecede iyi sardığı kabul edilir. Bu sınır değerinin %100 olmamasının sebebi pratikte bu değere ulaşmanın zor olmasındandır. Bu değeri %90 değeri ile kısıtlamamak gerekir. QC; eğer verilen doz miktarı belirlenen volümün %80’ ini sarıyorsa sınır değer olarak kabul edilir. Yani tedavi planında hesaplanan QC değeri %80 ile %90 arasında bulunuyorsa tedavinin protokole uygun olarak hazırlandığı kabul edilir. Öte yandan; %80 değerinden minimum sapmalar söz konusu ise bu sapmalar göz ardı edilebilir. Fakat verilen doz belirlenen klinik ve patolojik hedef volümün %80’ inden çok fazla sapma gösteriyor ise tedavi yanlıştır ve protokol ihlal edildiği için bu tedavi planı kabul edilemez (22-33).

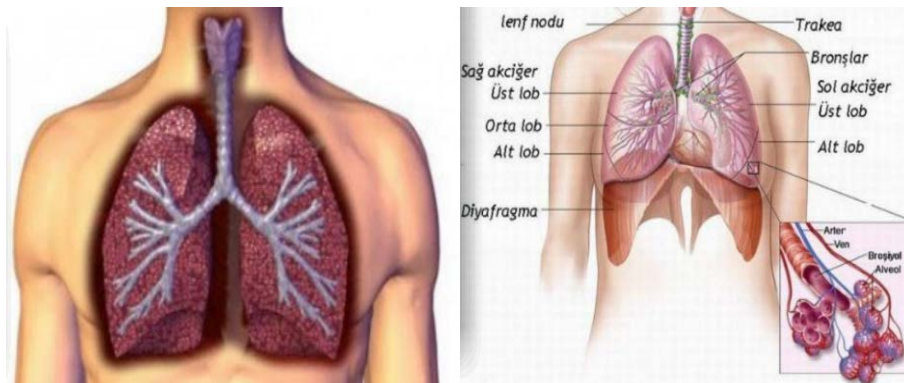
## 2.5. Akciğer Kanseri

### 2.5.1. Sıklık, Etiyolojik ve Epidemiyolojik Faktörler

Tüm dünyada en sık görülen kanser akciğer kanseridir ve kanserlerden ölümlerin en sık nedenidir. Akciğer kanseri gelişimi için en önemli risk faktörü sigaradır ve olguların yaklaşık %85-90' ından sorumludur (34).

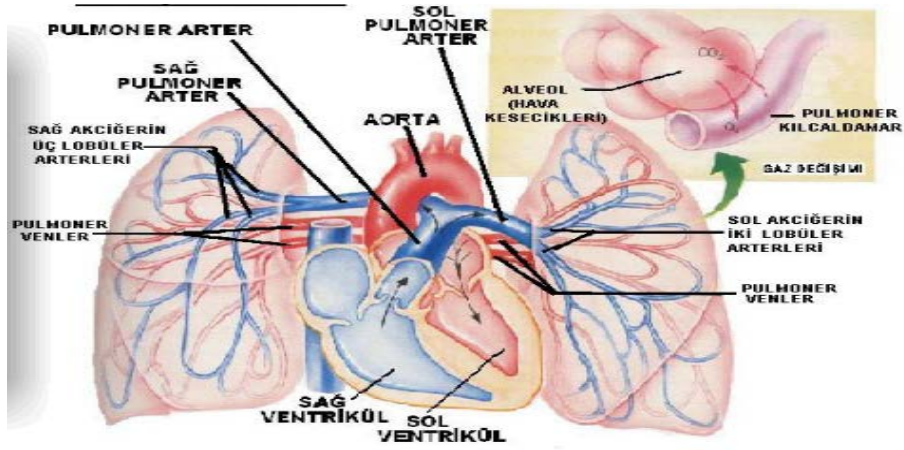
### 2.5.2. Anatomi, Hastalığın Yayılımı ve Tanı

Sağ akciğer üst, orta ve alt lob olmak üzere üç, sol akciğer ise üst ve alt lob olmak üzere iki lobdan oluşur. Akciğerlerin üzeri plevra denilen bir zarla kaplıdır. Hastalık lokal invazyon, lenfatik damarlar ve kan damarları yoluyla yayılır. Lenfatik yayılım sıklıkla intrapulmoner, hiler, mediastinal, supraklaviküler ve skalen lenf nodu bölgelerini içerir. Kan damarları aracılığıyla karşı akciğer, karaciğer, böbrek üstü bezi, beyin ve kemik metastazları sık görülür. Tümör lokal yayılım ile göğüs duvarı, mediastinal yapılar, büyük damarlar ve kalbe invaze olabilir. Akciğer kanseri şüphesi olan tüm olgularda öncelikle öykü alınmalı ve fizik muayene yapılmalı, ardından laboratuvar ve görüntüleme tetkikleri istenmelidir. Tanı balgam sitolojisi bronkoskopik örnekleme veya BT eşliğinde biyopsi ile konur (34).



Şekil 2.33. Akciğerlerin vücutta yerleşimi





Şekil 2.34. Akciğerlerin anatomisi

### 2.5.3. Histopatolojik Tipler

Akciğer kanserleri, histopatolojik tiplerine göre küçük hücreli akciğer kanseri (KHAK) (%15) ve küçük dışı akciğer kanseri (KHDAK) (%85) olmak üzere iki ana gruba ayrılır. KHDAK' leri ise adenokarsinom, yassı epitel hücreli (skuamöz) karsinom ve büyük hücreli karsinomları içerir (34).

### 2.5.4. Evreleme

Küçük hücreli akciğer kanserleri klasik olarak; sınırlı evre (%30) ve yaygın (ileri) evre (%70) olmak üzere iki gruba ayrılır. Günümüzde tüm akciğer kanserlerinin AJCC/TNM sistemine göre evrenmesi önerilmektedir (**Tablo 2.3**) (34).

**Tablo 2.3.** AJCC (2009) TNM evreleme sistemi

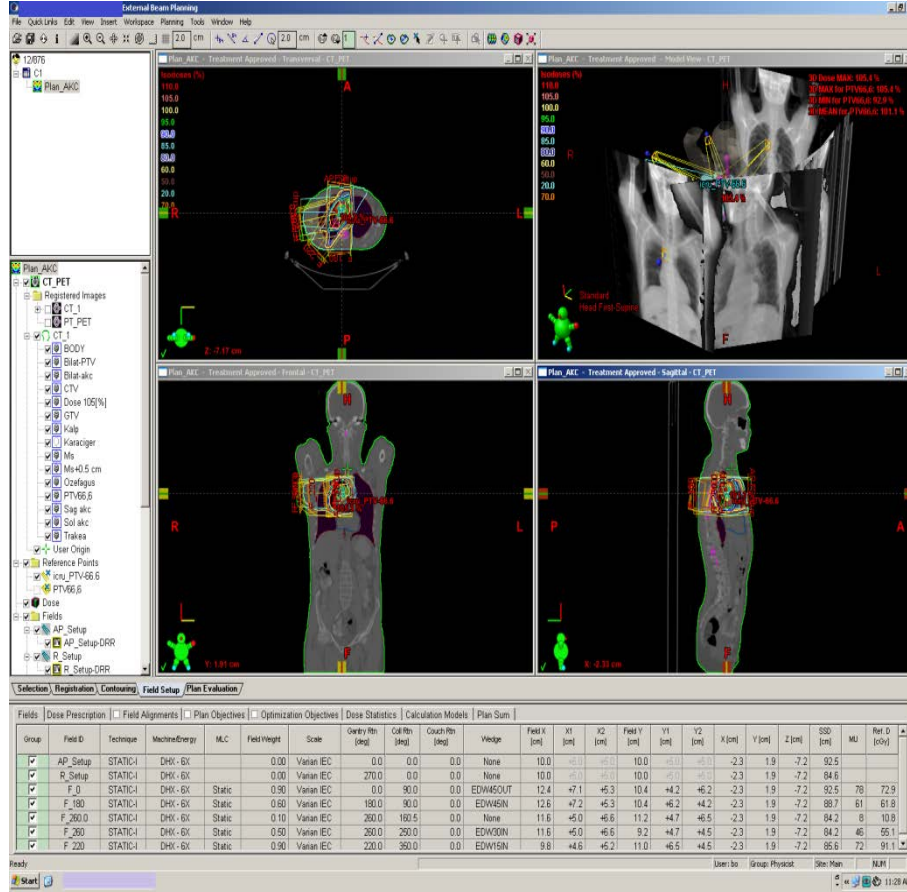
<b>Primer Tümör (T)</b>	
T <sub>x</sub>	Primer tümör değerlendirilemiyor
T0	Primer tümör kanıtı yok
Tis	Karsinoma in situ (Preinvaziv karsinom)
T1	Tümör ≤ 3 cm
T1a	Tümör ≤ 2 cm
T1b	2 cm < tümör ≤ 3 cm
T2	3 cm < tümör ≤ 7 cm
T2a	3 cm < tümör ≤ 5 cm
T2b	5 cm < tümör ≤ 7 cm
T3	Tümör > 7 cm
T4	Herhangi bir boyutta tümör veya tümör nodülü
<b>Bölgesel Lenf Nodları (N)</b>	
N <sub>x</sub>	Bölgesel lenf nodları değerlendirilemiyor
N0	Bölgesel lenf nodu metastazı yok
N1	İpsilateral peribronşial veya subkarinal lenf nodlarına metastaz
N2	İpsilateral mediastinal veya subkarinal lenf nodu metastazı
N3	Kontralateral mediastinal, ipsilateral veya kontralateral skalen veya supraklaviküler lenf nodu metastazı
<b>Uzak Metastaz (M)</b>	
M0	Uzak metastaz yok
M1	Uzak metastaz
M1a	Kontralateral lobda ayrı tümör nodülü
M1b	Uzak metastaz

### 2.5.5. Tedavi

Tedavi planı hastalığın evresine göre, hastanın yaşı, performans durumu, eşlik eden hastalıkları, akciğer ve kalp organ fonksiyonları değerlendirilerek yapılmalıdır. Tedavi yaklaşımı KHDAK ve KHAK için farklıdır. Erken evre KHDAK' inin tedavisinde altın standart cerrahidir. Adjuvan RT' nin lokal yinelemeleri azalttığı gösterilmiştir. Cerrahi sonrası yakın/pozitif cerrahi sınır ya da mediastinal lenf nodu metastazı varlığından adjuvan RT ve evre IB-III olgulara adjuvan KT önerilir. Lokal ileri evre olgularda eş zamanlı kemoradyoterapi (KRT) ya da neoadjuvan tedavi sonrası cerrahi uygulanabilir. Küçük hücreli akciğer kanserinde cerrahinin rolü net değildir. Sınırlı evre hastalıkta erken dönemde uygulanan eş zamanlı KRT ve ileri evre hastalıkta ise KT standart tedavidir. Kemoterapiye iyi cevap veren ileri evre olgulara eş zamanlı KRT uygulanabilir. Küçük hücreli akciğer kanserinde beyin metastazları sık görüldüğü için, KT ile yanıt elde edilen tüm olgulara erken dönemde profilaktik kraniyal RT önerilir. Tümöre ve metastazlara bağlı semptomların tedavisinde palyatif RT uygulanabilir (34).

### 2.5.6. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

Günümüzde standart olarak kullanılan teknik 3BKRT' dir. Akciğer kanserlerinde YART ile ilişkili bazı çekinceler olmakla birlikte özellikle tümör boyutu büyük, lenf nodu metastazı olan ve kritik yapılar ile yakın ilişkili olgularda komşu kritik organların aldığı dozu azaltmak ve tümöre etkili dozu verebilmek için 3BKRT' e göre YART tercih edilmektedir (**Şekil 2.35**) (34).



**Şekil 2.35.** Üç boyutlu konformal radyoterapi uygulanan hastaya ait tedavi planı

## 2.5.7. Radyoterapi Tekniği

İmmobilizasyon ve Set-up: Hastalara tekrarlanabilir, rahat edebilecekleri ve açılı alanlara izin verebilecek şekilde pozisyon verilmeleri gereklidir. Hastalar supin pozisyonda, kolları başlarının üzerinde, akciğer tedavileri için kullanılan el/kol tutacaklarını (Wingboard) tutacak şekilde, diz altı destekleri kullanılarak immobilize edilir. Uygulanacak tedavi şekli ve özellikle uzun süreli tedavilerde, tedavi süresine bağlı olarak, hasta hareketlerini azaltmak için vakumlu yatak gibi ek immobilizasyon gereçleri kullanılabilir (34).



**Şekil 2.36.** RT uygulanan hasta pozisyonu

Planlama amacıyla görüntüleme: Hasta üzerinde izomerkez orta hat ve yan lazerlerin izdüşümüne BT radyopak belirleyiciler konur ve planlama amaçlı BT çekilir. Tüm akciğerleri içerecek şekilde, krikoid kıkırdak ile L' vertebra üst sınırı arasındaki bölgenin 3-5 mm kesit kalınlığında görüntüsü alınır (34).

Konturlama: Planlama sistemine aktarılan BT kesitlerine, tedavi öncesi elde olunan BT, MRG ve PET/BT görüntülerinden yararlanılarak, hedef volümler çizilir. ICRU 50 ve 62 raporları dikkate alınarak görüntüleme yöntemleri ile gösterilebilen primer tümör ve patolojik lenf nodları GTV olarak konturlanır. Mikroskopik hastalık göz önünde bulundurularak CTV belirlenir. Cerrahi sonrası RT uygulanan olgularda CTV bronş güdüğü, tutulu hilus/mediasten ve cerrahi sınır pozitifliği olan yüksek riskli bölgeleri içerir. Tedavi sırasındaki fizyolojik organ hareketleri ve günlük set-up belirsizlikleri de dikkate alınarak PTV oluşturulur. Tedavi merkezine, cihaza, tekniğe ve tümörün yerleşim yerine bağlı olarak PTV emniyet sınırı değişkenlik göstermektedir. Dört boyutlu BT solunum döngüsü ile uyumludur. Optik izleme cihazları ile solunumun farklı fazlarda alınan görüntülerde GTV tanımlanır ve solunum hareketlerine bağlı olarak tümörün kaçırılma olasılığı en aza indirilir (34).

Risk altındaki organlar: Akciğerler fonksiyonel alt birimleri paralel bağlı organlardır ve komplikasyonlar açısından ışınlanan volümler önemli rol oynamaktadır. Bu nedenle, geniş akciğer hacimlerinin düşük doz alması istenmemektedir. Kritik organ olarak akciğerler, kalp, özofagus, brakiyal pleksus ve

spinal kord konturlanmalıdır. **Tablo 2.4'** de RAO için belirlenen limitler özetlenmiştir (34).

**Tablo 2.4.** Risk altındaki organlar için doz sınırlandırmaları

Organ	Volüm-doz sınırlandırması
Akciğer	V20 < %30-35, V5 < %70, ortalama $\leq$ 20 Gy
Özofagus	V55 < %50, ortalama $\leq$ 34 Gy, maksimum $\leq$ reçetelenen dozun %105'i
Kalp	V40 < %80, V45 < %60, V60 < %30, ortalama $\leq$ 35 Gy
Brakial plexus	Maksimum < 60-66 Gy
Spinal kord	Maksimum < 45-50 Gy

Bilgisayarlı planlama: Tedavi planlaması yapılmadan önce doz tanımlaması yapılmalıdır. KHDAK' de definitif tedavilerde 60-74 Gy, adjuvanlarda cerrahi sınır durumuna göre 50-66 Gy verilmesi öngörülür (**Tablo 2.5**). KHAK' de optimal RT henüz tam olarak belirlenmediyse de hiperfraksiyone 45 Gy veya konvansiyonel fraksiyonlarla 50-70 Gy öngörülmektedir. Konformal RT' de hedef volümler ve RAO' lar üç boyutlu olarak görüntülenerek en uygun gantri açıları, alan boyutları ve alan sayısı belirlenerek tedavi planı yapılır. Risk altındaki organların dozlarını önerilen sınırlar içinde tutmak amacıyla farklı tedavi planları denenmelidir. Akciğer kanserleri radyoterapisinde sağlam akciğerlerde aşılması gereken dozlar tanımlanmış olup; ortalama akciğer dozu, V20, V10, V5 gibi değerlerle belirtilir. En uygun tedavi planını seçerken bu parametrelere özellikle dikkat edilmelidir. Yüksek dozlar uygulanması gereken küratif tedavilerde çoklu alanların kullanılması önerilmektedir. Homojen doz dağılımı elde etmek amacıyla wedge ve ÇYK kullanılması gerekebilir. Doz hesabı yapıldıktan sonra hedef ve kritik organların aldığı dozlar DVH aracılığıyla değerlendirilir, en uygun tedavi planı seçilir ve kalite kontrolü yapılır (34).

**Tablo 2.5.** Tedavi dozu önerileri

<b>Küçük hücreli dışı akciğer kanseri</b>	
Definitif kemoradyoterapi	1.8-2 Gy fraksiyon dozunda, toplam 60-74 Gy
<b>Postoperatif radyoterapi</b>	
Mikroskopik hastalık	2 Gy fraksiyon dozunda, toplam 50 Gy
Lenf nodunda ekstrakapsüler yayılım	2 Gy fraksiyon dozunda, toplam 54 Gy
Cerrahi sınır pozitifliği	2 Gy fraksiyon dozunda, toplam 60-66 Gy
<b>Küçük hücreli akciğer kanseri</b>	
Kemoradyoterapi	1.5 Gy fraksiyon dozunda, günde 2 fraksiyonda, toplam doz 45 Gy
Proflaktik kranial radyoterapi	2.5 Gy fraksiyon dozunda, toplam 25 Gy

<b>Teknik</b>	<b>GTV</b>	<b>CTV</b>	<b>PTV</b>
BT- Simülasyon	Bilgisayarlı tomografideki parankim penceresinde görülen makroskopik tümör	$CTV = GTV + 8$ mm	$PTV = CTV + 7$ mm

Tedavinin uygulanması: Hastalar simülasyon anındaki pozisyonda ve aynı immobilizasyon gereçleri kullanılarak tedavi masasına yatırılır. Lazerler yardımıyla hastanın tedavi masasında düzgün yatıp yatmadığı kontrol edilir. Tedavi öncesi manuel port filmler veya elektronik portal görüntüleme cihazları ile alınan görüntüler, planlama sisteminden alınan görüntülerdeki anatomik referanslarla karşılaştırılır ve gerekiyorsa elle ya da otomatik olarak düzeltme yapılır (34).

### **2.5.8. Yan Etkiler**

Tedaviye bağlı yan etkiler uygulanan tedavi yöntemine, KT varlığına, RT dozuna, tedavi hacmine ve hastanın akciğer fonksiyonlarına bağlı olarak değişir. Erken yan etkiler genellikle tedavinin üçüncü haftasında başlar. En sık görülen akut yan etkiler kan değerinde düşme, halsizlik, bulantı, kusma, özafajit ve radyasyon pnömonisi görülür. Radyasyon fibrozisi, perikardit, perikardiyal effüzyon, özofagus darlığı ya da fistül, brakial pleksopati ve ikincil kanserler ise geç dönemde görülebilen yan etkilerdir (34).

### **2.5.9. İzlem**

Olgular tedavi sonrası ilk iki yıl yıl üç ayda bir, sonrasında beş yıla kadar altı ayda bir ve ardından yıllık kontrollere çağrılır. Kontrollerde öykü ve fizik muayeneye ek olarak kontrastlı toraks BT çekilmesi önerilir. Klinik gereklilik durumunda ilave tetkikler istenebilir (34).

## **2.6. Mide Kanseri**

### **2.6.1. Sıklık, Etiyolojik ve Epidemiyolojik Faktörler**

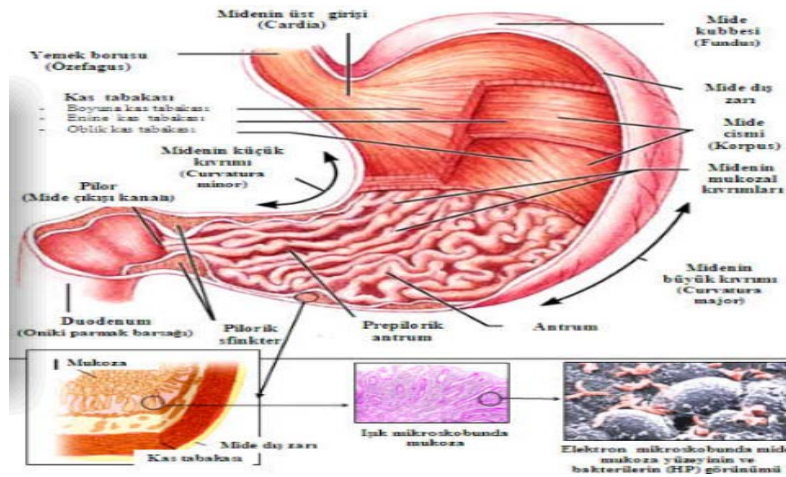
Mide kanseri, görülme sıklığı bakımından dünyada dördüncü, kanser ölümleri bakımından ise ikinci sırada yer almaktadır. Erkeklerde kadınlara göre daha sık görülmekte olup erkek/kadın oranı 1.5/1' dir. Kırk yaş öncesi ender görülürken elli yaşından sonra görülme sıklığı artar. Çevresel faktörler ve beslenmenin mide kanseri üzerindeki etkileri uzun yıllardan beri bilinmektedir. Tütsülenmiş, tuzlanmiş ve konserve yiyeceklerin sık tüketimi, sigara içimi, helicobakter pilori enfeksiyonu, pernisyöz anemi, atrofik gastrit, parsiyel mide rezeksiyonu, beyaz olmayan ırk ve genetik faktörler ile mide kanseri gelişimi arasında nedensel ilişki varlığı gösterilmiş bulunmaktadır (35).



## 2.6.2. Anatomi ve Hastalığın Yayılımı

Mide, mide-özofagus birleşim yerinden başlar ve pilorda sonlanır. Mide ön duvarı, sağda akciğer ve karın ön duvarı; solda, diyafram ve sol akciğer tabanı; arka duvarı ise, diyafram, dalak, sol böbrek ve böbrek üstü bezi, pankreas ve transvers kolon ile komşuluk gösterir. Mide, kardiya, fundus, korpus ve antrum olmak üzere dört bölümde incelenir. Kardiya, özofagus ile midenin birleşme yeridir. Fundus, kardiyanın sol üst tarafında ve kardiyadan sonra gelen mide bölümüdür. Korpus, fundus ile midenin alt 1/3' ü arasında orta bölümde yer alır. Antrum ise, pilor ile korpus arasında kalan bölümdür (35).

Mide kanseri, komşuluk, lenfatik ve hematojen olmak üzere başlıca üç yol ile yayılır. Lokal olarak, komşu organlar ve peritona yayılım görülür. Lenfatik yayılım, tümörün midede yerleşim yerine bağlı olmakla birlikte, öncelikle mide duvarı çevresindeki perigastrik lenfatiklerde kendini gösterir. Çölyak, splenik, hilus, suprapankreatik, porta hepatis, hepato-duedonal ve paraortik lenfatiklere yayılım ise daha sonra gerçekleşir. Mide kanserleri hematojen yolla, başta karaciğer olmak üzere, akciğer, beyin ve diğer organlara metastaz yapabilir (35).



Şekil 2.37. Mide anatomisi

### 2.6.3. Histopatolojik Tipler

Mide kanserlerinin %90-95' ini, msin salgılayan hücrelerden çıkan adenokarsinomlar oluşturur. Lenfoma ikinci en sık rastlanan histolojik tiptir. Leyomiyosarkom, karsinoid tümör, adenoakantom ve skuamöz karsinomlar ise, daha seyrek görülen tiplerdir (35).

### 2.6.4. Tanı ve Evreleme

Erken evrede, iştahsızlık ve kilo kaybı dışında belirti ve bulgu olmaz iken, ileri evrelerde karında şişlik, kitle, supraklaviküler lenfadenopati, bulantı, kusma, karın ağrısı görülebilir. Üst gastrointestinal sistem endoskopisi ve biyopsi ile hastaların %90' ına rahatlıkla tanı konabilir. Endoskopik USG ile tümörün invazyon derinliği değerlendirilir (35).

Klinik evrelemede, fizik muayene, tam kan sayımı, karaciğer ve böbrek fonksiyon testleri, st GIS endoskopisi, biyopsi ve abdomino pelvik BT' den yararlanır. **Tablo 2.6** ve **Tablo 2.7'** de AJCC' nin 2010 baskısına göre mide kanserlerinde TNM evrelemesi görülmektedir (35).

**Tablo 2.6.** Mide kanseri TNM evrelemesi (AJCC 2010)

<b>Primer Tümör</b>	<b>Tanım</b>
Tis	İn situ kanser
T1	Lamina propria, muskularis mukoza veya submukoza invazyonu
T2	Muskularis propria invazyonu
T3	Viseral periton veya komşu organ invazyonu olmaksızın subserozal bağ dokusu invazyonu
T4	Seroza veya komşu yapılara invazyon
<b>Lenf Nodu</b>	
N0	Lenf düğümü tutulumu yok
N1	1-2 lenf düğümü tutulumu
N2	3-6 lenf düğümü tutulumu
N3	7 veya daha fazla lenf düğümü tutulumu
<b>Uzak Metastaz</b>	
M0	Metastaz yok
M1	Metastaz var

**Tablo 2.7.** Mide kanseri TNM evre grupları (AJCC 2010)

	<b>T1</b>	<b>T2</b>	<b>T3</b>	<b>T4a</b>	<b>T4b</b>
N0	IA	IB	IIA	IIB	IIIB
N1	IB	IIA	IIB	IIIA	IIIB
N2	IIA	IIB	IIIA	IIIB	IIIC
N3	IIB	IIIA	IIIB	IIIC	IIIC
M1	IV				

### 2.6.5. Prognoz

Sağkalımı belirleyen en önemli prognostik faktör, hastalığın evresidir. Cerrahi uygulanıp uygulanmamış olması ve genel durum, evreden sonra diğer önemli prognostik faktörleri oluşturur (35).

### 2.6.6. Tedavi

Lokalize mide kanserinde, ana tedavi yaklaşımı cerrahi olmakla birlikte hastaların yalnızca %40' lık küçük bir bölümü cerrahiye uygundur. Yeterli bir cerrahi rezeksiyondan söz edilebilmesi için, tümörün proksimal ve distalinde 5 cm güvenlik marjı elde edilmiş ve en az 15 lenf düğümünün çıkarılmış olması gerekir. Bununla birlikte, genişletilmiş lenf nodülü diseksiyonu (çölyak lenf nodülleri) ile birlikte uygulanan mide rezeksiyonunda (D2 rezeksiyon) cerrahi sonrası komplikasyon oranı, D1 rezeksiyonlara göre (perigastrik lenf nodülleri) göre oldukça yüksektir. Cerrahi rezeksiyonun mümkün olmadığı olgular, eşzamanlı radyo-kemoterapi ile tedavi edilebilir. Radyoterapi, cerrahi sonrası lokal hastalığın kontrolü için kullanılabilir. Kemoterapi ise, sistemik hastalığın kontrolü için adjuvan, neoadjuvan ve radyoterapi ile eşzamanlı uygulanabildiği gibi ileri evre ve metastatik olgularda palyatif amaçla da kullanılır. **Tablo 2.8'** de evrelere göre tedavi yaklaşımı özetlenmiştir (35).

**Tablo 2.8.** Evrelere göre tedavi yaklaşımı

Evre	Tedavi yaklaşımı
T1-T2N0	Total veya subtotal gastrektomi sonrası izlem
Arka duvar yerleşimli T2N0	Postoperatif radyoterapi
Rezeke edilebilen T3-4 ve lenf düğümü	Postoperatif RT-KT
Rezeke edilemeyen T3-4 ve lenf düğümü	Primer RT-KT, cerrahi yaklaşım
M1	Palyatif KT veya RT

### 2.6.7. Radyoterapi

Mide kanserlerinde cerrahi sonrası lokal yineleme, önemli bir sorundur. Tümör yatağı, anastomoz hattı, rezidü mide dokusu ve bölgesel lenf nodülleri en sık yineleme gözlenen bölgelerdir. RT kararı, evre, cerrahi uygulanıp uygulanmadığına veya nasıl bir cerrahi uygulandığına ve histopatolojik bulgulara göre verilir. Mide kanserlerinde kemoterapi ile birlikte adjuvan RT uygulanması bölgesel kontrolün yanı sıra, sağkalımda da artış sağlar.

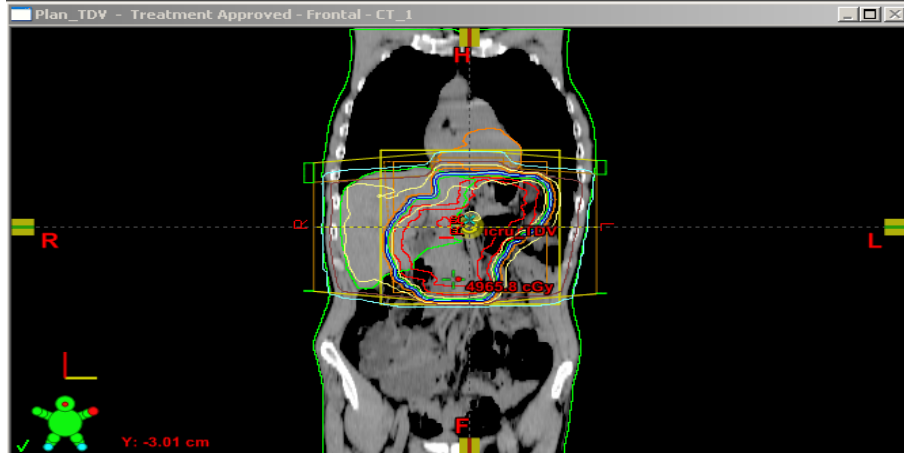
Genel olarak; T2-T4 veya lenf düğümü tutumu saptanan (LN +) olgularda adjuvan RT önerilir. Cerrahi rezeksiyonun mümkün olmadığı hastalar ise primer RT ve KT ile tedavi edilir (35).

### 2.6.8. Radyoterapi Tekniği

Radyoterapi, sıklık sırasına göre, postoperatif, primer, preoperatif veya intraoperatif olarak uygulanabilir.

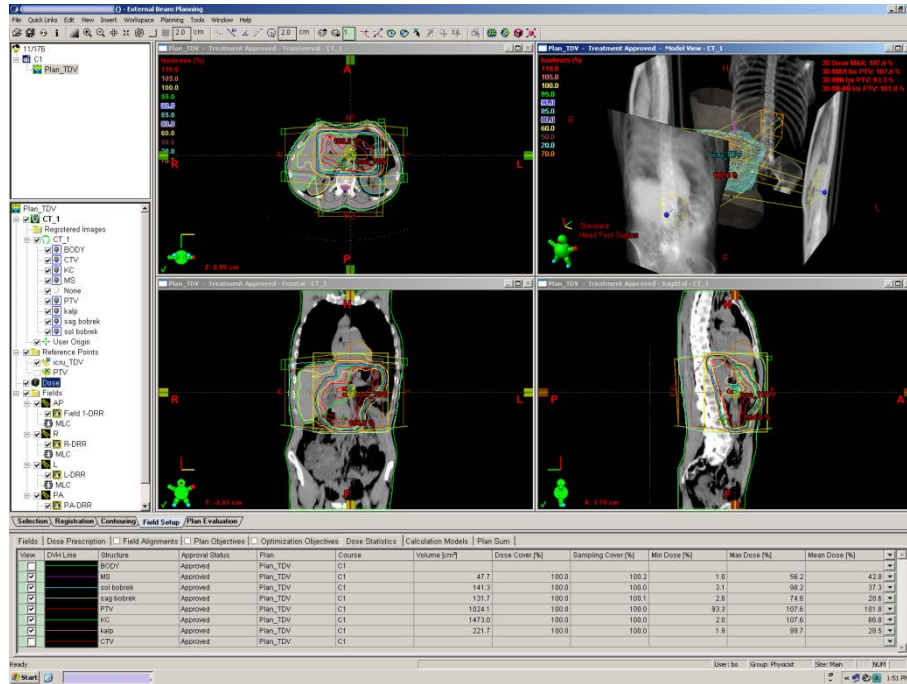
İmmobilizasyon ve Set-up: Hasta supin pozisyonda ve kollar yukarıda olacak şekilde vakumlu yatak veya wing board ile immobilize edilir. Özofagus ve kalan mide ve anastomoz hattını görüntülemek için oral kontrast madde kullanılabilir. Simülasyon öncesi yaklaşık iki veya üç saat aç kalınması önerilir (35).

Planlama amacı ile görüntüleme ve konturlama: Işınlanacak hedef volümlerin ve RAO' ların tanımlanacağı konturlamanın BT kesitleri üzerinde yapılması nedeniyle, hasta tedavi pozisyonunda ve pozisyonlamada kullanılan düzeneğe görüntülenmelidir. BT kesitleri, mide-özofagus bileşkesi ve kardiya tümörlerinde karına düzeyinden; diğerlerinde ise, diafragma üzerinden başlayarak L4 vertebra altına kadar 3-5 mm aralıklarla alınmalıdır (**Şekil 2.38**) (35).

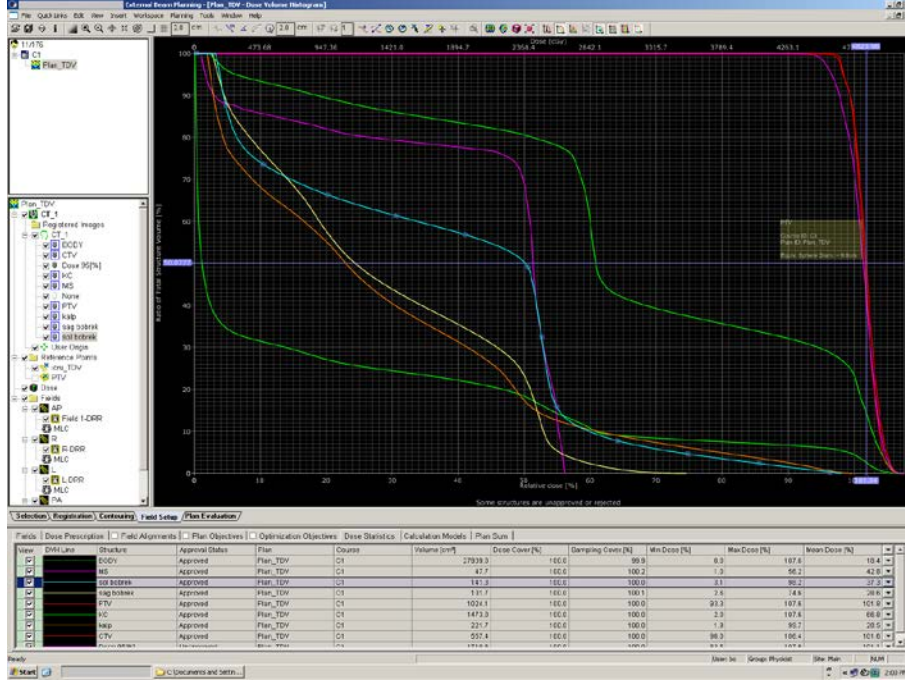


Şekil 2.38. BT' de taranan bölümün planlama görüntüsü

Bilgisayarlı planlama: Radyoterapi alanlarının hedef volümlerinde sınırlandırılması ve RAO' ların radyasyondan en az etkilenmelerini sağlamak üzere, bilgisayarlı planlama sisteminde her hastaya özel tedavi planlaması yapılır. Bu amaçla 3BKRT ve YART teknikleri kullanılabilir. Şekil 2.39' da 3BKRT ile tedavi edilen hastanın planlama örneği görülmektedir. Mide kanserlerinde RT volümleri, tümörün lokalizasyonu, T ve N evresi uygulanan cerrahi göre tanımlanır (35).



Şekil 2.39. Mide kanseri olgusunun 3BKRT tedavi planı

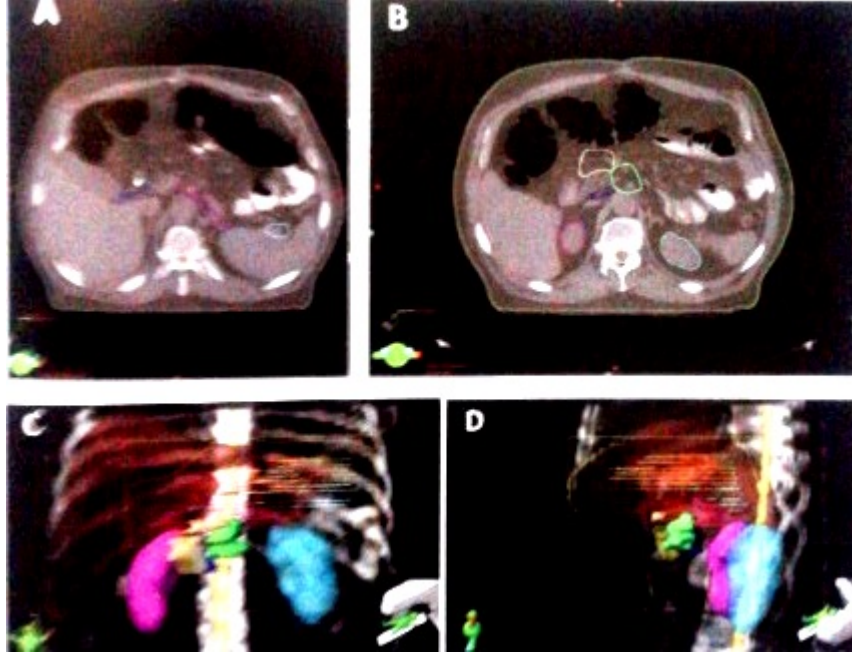


**Şekil 2.40.** Mide kanseri olgusunun 3BKRT tedavi planına ait doz volüm histogramları

Risk altındaki organlar: Böbrekler, karaciğer, medulla spinalis, ince barsaklar ve kalp RT' ye bağlı morbidite gelişmesi beklenen ve bu nedenle mümkün olduğu kadar düşük doz verilmesi gereken organlardır (Şekil 2.41) (35).

Radyoterapi dozları: Primer RT' de mide ve lenfatiklere 45 Gy/25 fr verildikten sonra, primer tümöre 5.4-9 Gy ek doz uygulanır. Buna göre, toplam RT dozu 50.4-54 Gy arasında değişir.

Palyatif RT uygulamalarında ise, genellikle 30-35 Gy' lik toplam doz, 10-14 fraksiyonda verilir (35).



**Şekil 2.41.** Postoperatif adjuvan 3BKRT planlanan kardiya-korpus yerleşimli T4aN2M0 evresinde bir mide kanseri olgusunun planlanmasında A ve B' de lenfatik ve RAO çizimleri; C ve D' de DRR görüntüleri. Karaciğer (bordo), spinal kord (sarı), sağ böbrek (pembe), sol böbrek (mavi) konturlanmıştır.

Tedavi planı: Hedef volümlerin %90' ı tanımlanan dozu almalıdır. Hedef volüm içinde doz değişimi +%7 ve -%5 arasında olmalıdır. Maksimum ve ortalama RAO dozları tolerans sınırları içinde ve olabildiği kadar düşük olmalıdır. Bu hedeflere ulaşılabilmesi için 3BKRT ve YART tekniklerinden yararlanılabilir. Seçilecek tekniği, hedef ve RAO' ların yerleşimi ile hastanın özellikleri belirler. 3BKRT, genellikle kutu şeklinde, 3 alan veya 5-6 alandan ışınlama şeklinde yapılabilir. Gerek 3BKRT gerekse YART' ın risk altındaki organlar arasında bulunan böbrekler ve medulla spinalis gibi yapılarda doz avantajı sağladığı bilinir (35).

### 2.6.9. Yan Etkiler

Erken yan etkiler: Radyoterapi sırasında veya tedavi tamamlandıktan sonraki ilk haftalarda görülür. Bunlar; bulantı, kusma, halsizlik, iştahsızlık, karın ağrısı, diyare, deride kuruluk, kaşıntı ve kızarıklılıktır.



Geç yan etkiler: Böbrek ve karaciğer fonksiyon bozuklukları, ince barsakta yapışıklık, tıkanıklık olarak sayılabilir. Bütün bu etkiler uygulanan radyasyon dozu ve ışınlanan normal doku volümüne bağlı olarak gelişmektedir. **Tablo 2.9'** da RAO' lar için önerilen tolerans dozları verilmiştir (35).

**Tablo 2.9.** Risk altındaki organlar için doz sınırlamaları

Organ	Volüm-Doz Sınırlaması
Spinal Kord	Maksimum 45 Gy, fraksiyon dozu $\leq 2$ Gy
Böbrekler	%70' i $< 20$ Gy, ortalama doz $< 18$ Gy, fraksiyon dozu $\leq 2$ Gy
İnce barsak	45 Gy alan volüm $< 195$ ml, fraksiyon dozu $\leq 2$ Gy
Karaciğer	%70' i $< 30$ Gy, ortalama doz $< 30$ Gy, fraksiyon dozu $\leq 2$ Gy
Kalp	%50' i $< 40$ Gy, ortalama doz $< 26$ Gy, fraksiyon dozu $\leq 2$ Gy

### 2.6.10. İzlem

RT sırasında ortaya çıkabilecek yan etkiler için hasta tedavi süreci boyunca düzenli olarak radyasyon onkoloğu tarafından görülür ve gerektiğinde uygun semptomatik tedavileri düzenlenir. Tedavi bittikten sonrası, ilk olarak RT sonrası birinci ay olmak üzere, ilk üç yıl içinde 3-6 ayda bir; üçüncü ve beşinci yıllar arası 6 ayda bir ve beşinci yıldan sonra yılda bir olmak üzere kontrole çağrılmalıdır (35).

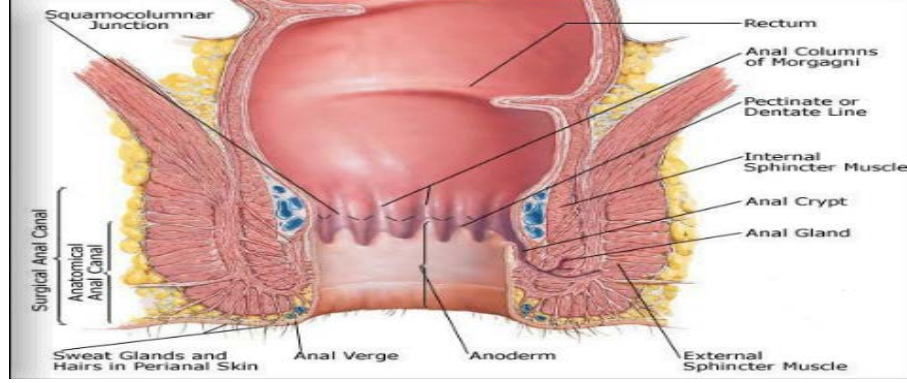
## 2.7. Rektum Kanseri

### 2.7.1. Epidemiyoloji ve Etiyoloji

Rektum kanseri 50 yaş üstünde ve erkeklerde daha sık görülür. Etiyolojide genetik faktörler, premalign lezyonlar ve beslenme tipinin etkisi gösterilmiştir. Kolorektal kanserlerin çoğu sporadiktir, hastaların sadece %5' inde kalıtsal nedenlerden dolayı rektum kanseri olmuşlardır. Kırmızı et, yağlı yiyecekler ve lifsiz besinlerin ağırlıklı olduğu, antioksidan ve eser elementten yoksun diet, sigara, alkol kullanımı, fiziksel aktivite azlığı görülme sıklığını artırır (36).

### 2.7.2. Anatomi

Kalın barsağın peritoneal refleksiyonun üstündeki kalan bölümü kolon, altındaki kısım ise, rektumdur. Rektum üçüncü sakral vertebradan başlayıp, anüs aracılığı ile dışarı açılır. Uzunluğu 12-16 cm olup, hacmi boş veya dolu olmasına göre değişir (36).



Şekil 2.42. Rektum anatomisi

### 2.7.3. Yayılma Yolları ve Klinik Bulgular

Rektum kanseri yerel, bölgesel (lenfatik), uzak (hematojen) ve transperitoneal yolla yayılabilir. Rektumun lenfatikleri internal iliak, perirektal ve presakral lenf nodlarıdır; lokal ileri/T4 hastalıkta eksternal iliak lenfatikler de risk altındadır. En sık uzak metastaz görülen yerler ise akciğer ve karaciğerdir.

İlk belirti dışkılama alışkanlığında değişikliklerdir. En sık başvuru şikayeti dışkıdan kan gelmesidir. Sabah ishali, rektal mukozal akıntı, ağrı, anemi ve kilo kaybı görülebilecek diğer bulgulardır (36).

#### 2.7.4. Tanı ve Evreleme

Tanısal çalışmalar; anamnez, fizik bakı, laboratuvar, endoskopik ve radyolojik incelemeleri kapsar. Tümör uzanımı ve nodal durumu değerlendirmek için endorektal USG, kolonoskopi, akciğer grafisi, gerekli ise toraks BT, pelvis ve batin görüntüleme değerlendirmesi için ise USG, BT veya MR istenebilir. Preoperatif evrelemede PET-BT kullanılması, BT ve diğer görüntüleme yöntemlerinden daha duyarlı ve özgüdür. Evrelemede en sık AJCC 2010 kolorektal kanser TNM evrelendirme sistemi kullanılmaktadır (**Tablo 2.10** ve **Tablo 2.11**) (36).

**Tablo 2.10.** Rektum kanserinde AJCC 2010 TNM sınıflaması

<b>Primer Tümör</b>	
Tx	Primer tümör değerlendirilemiyor
T0	Primer tümör kanıtı yok
Tis	Karsinoma insitu; intraepitelyal veya lamina propria invazyonu var
T1	Tümörün submukozayı invaze etmiş
T2	Tümörün muskularis propriayı invaze etmiş
T3	Çevresindeki çoğu dokuları invaze etmiş
T4	Tümör direkt olarak diğer organları veya yapılara invaze etmiş
<b>Bölgesel Lenf Nodları</b>	
Nx	Bölgesel lenf nodları değerlendirilemiyor
N0	Bölgesel lenf nodu metastazı yok
N1	1-3 lenf nodunda metastazı var
N2	≥ 4 lenf nodunda metastazı var
<b>Metastazlar</b>	
Mx	Uzak metastaz değerlendirilemiyor
M0	Uzak metastaz yok
M1	Uzak metastaz var

**Tablo 2.11.** Rektum kanserinde AJCC 2010 evre grupları

EI	T1-T2 N0M0
EIIA	T3 N0M0
EIIB	T4 N0M0
EIIIA	T1-2 N1M0
EIIIB	T3-4 N1M0
EIIIC	Herhangi T, N2, M0
EIV	Herhangi T, N, M1

### 2.7.5. Tedavi Prensipleri ve Uygulama İlkeleri

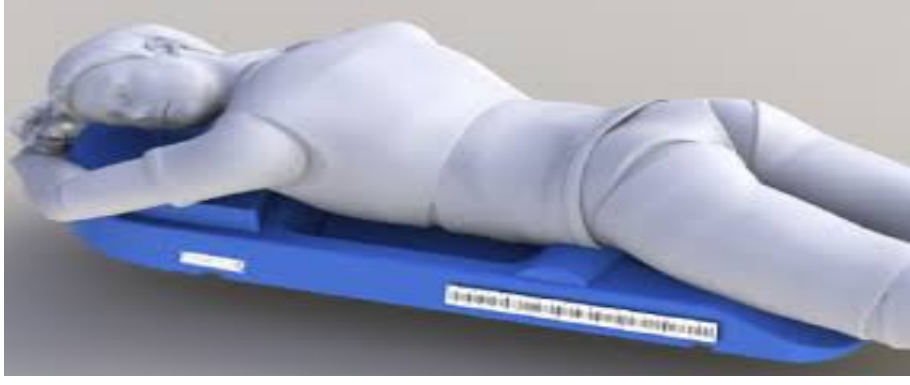
Erken evre rektum tümörlü hastaların tedavisinde küratif tedavinin temeli cerrahidir. Oysa lokal ileri hastalıkta, lokal kontrolü ve sağkalım oranlarını arttırmak için neoadjuvan veya adjuvan RT' nin (KT ile veya tek başına) cerrahiye eklenmesi gerekir.

Cerrahi, anterior rezeksiyon, aşağı anterior rezeksiyon (LAR) ve abdominoperineal rezeksiyon (APR) şeklinde olup, uygulanacak cerrahi tipi tümörün yerleşimine göre seçilir. Çoğunlukla patolojik bulgulara göre adjuvan KT gerekebilir. Eğer hasta başlangıçta cerrahi ile tedavi edilmiş ise eş zamanlı KRT ve sonrasında KT ile devam edilebilir.

Klinik altyapısı uygunsa, RT 3BKRT şeklinde tedavi verilmelidir. 3BKRT ile risk altındaki organların aldıkları doz azaltılabildiği gibi hedef volümlerde de daha homojen doz dağılımı elde etmek mümkündür (36).

### 2.7.6. Radyoterapi Teknikleri

İmmobilizasyon, simülasyon ve alanlar: Hasta yüzüstü veya sırtüstü simüle edilebilir. RTOG konturlama atlaslarında hasta yüzüstü yatmaktadır (Şekil 2.43).

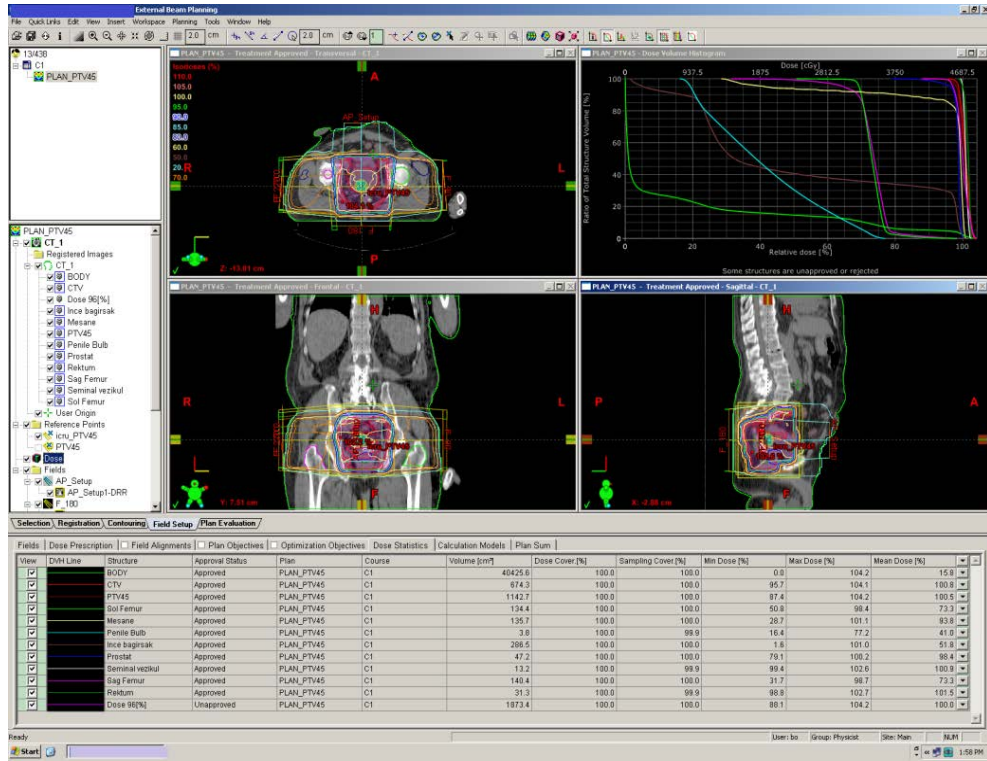


**Şekil 2.43.** Rektum radyoterapisinde hasta pozisyonu

Yüzüstü simülasyon yapılacak hastalarda bellyboard kullanımı, sırtüstü simülasyon yapılacak hastalarda mesanenin dolu olması ile ince barsakların alacağı doz ve tedavi alanına giren ince barsak volümü azaltılabilir. Anüs veya perineal skar kurşun telle işaretlenir. İnce barsağın görüntülenmesi için opak kontrast kullanılabilir (36).

Tedavide hedef volüm, primer tümör veya tümör yatağı, internal iliak, perirektal ve presakral lenfatiklerdir. Kritik organlar; ince barsaklar, sağlam kolon, mesane, anüs, kadında vajen, over ve uterus, erkekte ise testislerdir.

BT ile üç boyutlu konformal radyoterapi tercih edilirse, riskli bölgelerin lokalize edilmesi kolaylaşır ve daha homojen bir doz dağılımı elde edilir (**Şekil 2.44**). Pozisyon rahatlığı ve doğruluğu sağlandıktan sonra, hastanın böbrek fonksiyonları dikkate alınarak, böbreklerin altı ile femurların  $\frac{1}{2}$ ' si arasında kalan bölgenin 3-5 mm' lik aralıklarla BT kesitleri alınmalıdır (36).



**Şekil 2.44.** Rektum hastasında 3BKRT ile yapılan tedavi planı ve doz volüm histogramı

Konformal radyoterapide GTV, CTV ve PTV volümleri tanımlanarak plan yapılır. GTV primer tümörü içerir. CTV tümör yatağı, perirektal doku, presakral alan ve internal iliakları içerir. T4 tümörlerde eksternal iliak lenf nodları da tedavi edilmelidir. Promontoryum ve sakrumun ön duvarı CTV içindedir. PTV ise CTV' ye 1-1.5 cm marj verilerek oluşturulur (**Tablo 2.12**) (36).

**Tablo 2.12.** Konformal planlamada volümetrik tanımlamalar

	<b>GTV</b>	<b>CTV</b>	<b>PTV</b>
<b>BT-Sim</b>	Primer tm: FM ve görüntüleme ile tespit edilen gros hastalık Lenfatik: Tutulu LN	Tümör yatağı, perirektal doku, presakral alan ve internal iliaklar, promontoryum ve sakrumun ön duvarı alınmalıdır.	CTV + 1-1.5 cm

### 2.7.7. Doz Önerileri

Neoadjuvan tedavi için, yüksek enerjili fotonlar kullanılarak, konvansiyonel fraksiyonasyon ile, 45 Gy sonrasında tümör yatağına 5.4 Gy boost önerilmektedir. T4 hastalık ve aşağı yerleşimli tümörlerde 54 Gy' e kadar boost uygulanabilir. Diğer bir neoadjuvan tedavi şekli bu şemaya eşdeğer dozlarda daha kısa sürede uygulanan tedavi şekli 25 Gy/5 fr/5 gündür. Bu fraksiyonasyonla tedavi edilecek hastalarda tedaviye pazartesi başlanmalı ve ara vermeden beş günde tamamlanmalıdır (**Tablo 2.13**). Postoperatif tedavi için, yüksek enerjili fotonlar kullanılarak konvansiyonel fraksiyonasyon ile 45 Gy sonrasında tümör yatağına 5.4 Gy boost önerilmektedir. Cerrahi sınır pozitifse 54 Gy' e kadar boost uygulanabilir (36).

**Tablo 2.13.** Doz önerileri

Preoperatif RT	5 Gy fraksiyon dozunda, toplam doz 25 Gy
Preoperatif KRT	1.8 Gy fraksiyon dozunda 45 Gy sonrası 5.4 Gy boost verilebilir
Postoperatif KRT	1.8 Gy fraksiyon dozunda 45 Gy sonrası 5.4 Gy boost, toplam doz 50.4 Gy
Postoperatif CS pozitifliği	Boost ile 54 Gy' e çıkabilir
Postoperatif gros hastalık varlığı	Boost ile 59.4 Gy' e çıkabilir

### 2.7.8. Yan Etkiler

RT' ye bağlı görülen akut yan etkiler ishal, karında ağrı, günlük miksiyon sayısında artış, dizüri ve cilt reaksiyonlarıdır.

Tedavi sırasında hastanın haftalık tam kan sayımı görülmeli, cilt reaksiyonları kontrol edilmeli, ishal sorgulanmalıdır. Semptomlarına göre destek tedavisi düzenlenmelidir (36).

### **2.7.9. İzlem**

RT sonrası ilk kontrol 4-6 hafta sonradır. Tedavi tamamlandıktan sonra, hasta düzenli aralıklarla izlenmelidir (36).

## **2.8. Beyin Tümörleri**

### **2.8.1. Epidemiyoloji ve Etiyolojik Faktörler**

Beyin tümörleri menenjiom, erişkin glial tümörleri ve hipofiz adenomları olarak üç grupta incelenmektedir.

Menenjiomlar tüm santral sinir sistemi tümörlerinin 1/3' ünü oluşturmakta olup, erişkinlerde en sık rastlanan beyin tümörüdür. Menenjiom insidansı yaşla birlikte artmakta ve vakaların çoğu yaşlılarda görülmektedir. Kadınlarda erkeklerden 2-3 kat daha sık görülür.

Glial tümörler erişkinde sık görülen primer beyin tümörleridir. Glial tümörlerin etyolojisinde nörofibrozis gibi hastalıklar ve çevresel etkenlerden iyonizan radyasyon rol oynamaktadır.

Hipofiz tümörleri ise tüm beyin tümörlerinin %10-15' ini oluşturmakta olup bunların çoğu hormon salgılayan tümörlerdir. Genellikle 30-60 yaşları arasında daha sık görülmektedir (37).

### **2.8.2. Anatomi ve Hastalığın Yayılımı**

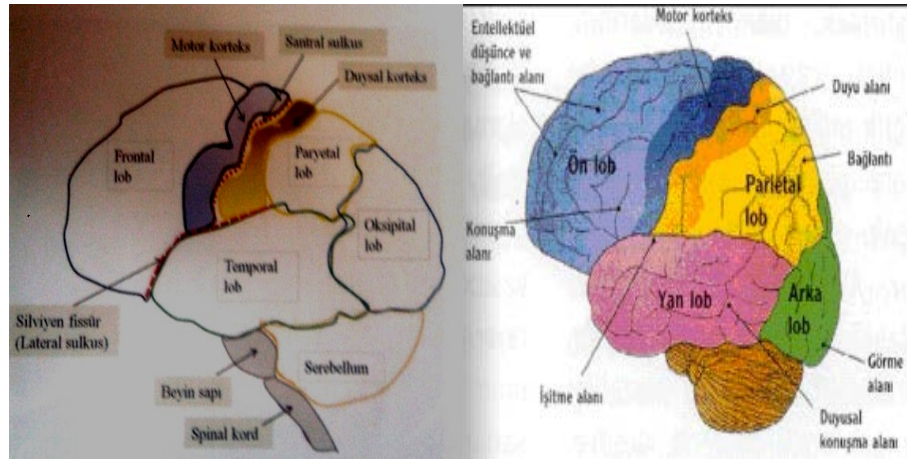
Beynin ana bölümleri serebrum (sağ ve serebral hemisferler), diensefalon (talamus, hipotalamus, epitalamus), beyin sapı (mezensefalon, pons, bulbus- medülla oblongata) ve serebellum (beyincik)' dur. Sağ ve sol serebral hemisferler birlikte serebrum olarak adlandırılır. Sağ hemisfer vücudun sol yarımını, sol hemisfer ise vücudun sağ yarımını kontrol eder. Korpus kallozum olarak isimlendirilen sinir lifleri



kitlesi iki hemisferi birleştirir ve iletişimi sağlar. Serebral hemisferler ayrıca loblara ayrılır; frontal, pariyetal, temporal ve oksipital loblar. Serebrum dış yüzeyinde yer alan serebral korteks bilinçli davranıştan sorumludur. Serebral korteks çıkıntı (girus) ve girintilerden (sulkus) oluşur. En belirgin sulkus santral sulkustur. Paryetal ve frontal lobu ayırır. Lateral (silviyen) frontal ve pariyetal lobu temporal lobdan ayırır. Kortekste değişik fonksiyonel alanlar ve merkezler bulunur (**Tablo 2.14, Şekil 2.45**).

**Tablo 2.14.** Beyin lobları ve merkezler

Beyin lobları	İşlevleri
Frontal lob	Kişilik, davranış, duygulanım, düşünme işlevleri, motor konuşma merkezi
Paryetal lob	Duyu merkezi (ısı, dokunma, basınç, titreşim, ağrı, tat alma duyuları)
Oksipital lob	Primer görme merkezi
Temporal lob	İşitme ve koklama merkezi, lisan anlama merkezi



**Şekil 2.45.** Serebral loblar, duysal ve motor korteksler

Beyin tümörleri genellikle lokaz invazyon yoluyla yayılmakla beraber bazen bölgesel lenfatikler ve serebrospinal sıvı ile de yayılabilirler. Hematojen yayılım ile metastaz nadirdir (38).

### 2.8.3. Tanı ve Prognoz

Genelde beyin BT ya da MR' da insidental bulgu olarak saptanırlar. Semptomlar lezyonun lokalizasyonu ve tümörün geliştiği süreyle ilişkilidir. Epileptik nöbet, başağrısı, hemiparezi, görme ve işitme bozuklukları, mental durum değişiklikleri görülebilir.

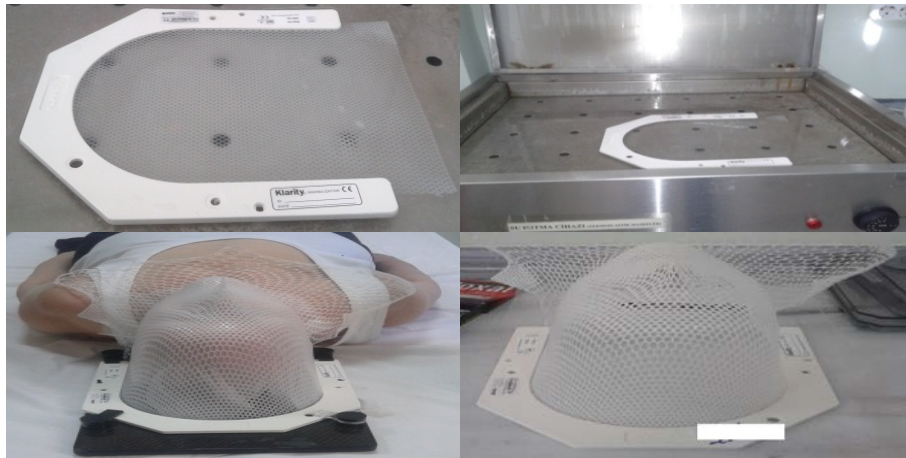
Prognoz lezyonun lokalizasyonuna, cerrahiye ve histopalojiye bağlıdır. Tümörün bir kısmının çıkarılmadığı durumlarda tekrarlama riski yüksektir (37).

### 2.8.4. Tedavi

Cerrahi ilk tedavi seçeneği olmakla birlikte bazı lezyonlar tam çıkarılmayacak lokalizasyonlarsa bulunurlar. Lezyonların tam olarak çıkarılmadığı durumlarda primer tedavi olarak RT önerilmektedir (37).

### 2.8.5. Radyoterapi Tekniği

İmmobilizasyon ve Set-up: Uygun termoplastik maske kullanılarak, supin pozisyonda, başın stabilizasyonu sağlanır ve tümörün lokalizasyonuna göre set-up pozisyonu tanımlanır.

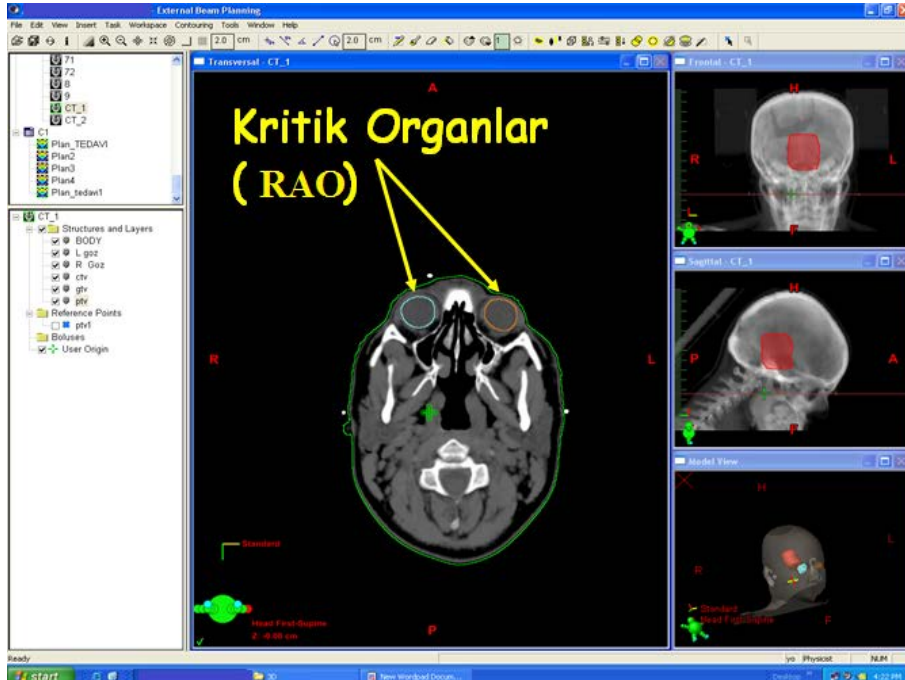


**Şekil 2.46.** Termoplastik maskenin hazırlanışı ve hasta immobilizasyonu



Şekil 2.47. Beyin tümöründe RT uygulanan hastanın pozisyonu

Hedef volüm ve RAO tanımlanması: Tümör tanımlanmasında MR, BT' den daha duyarlıdır. Bu nedenle preoperatif ve postoperatif MR görüntüleri, BT görüntüleri üzerine füzyon yapıldıktan sonra hedef volüm tanımlanır. Genellikle RAO' lar BT üzerinde tanımlanır (Şekil 2.48) (37).



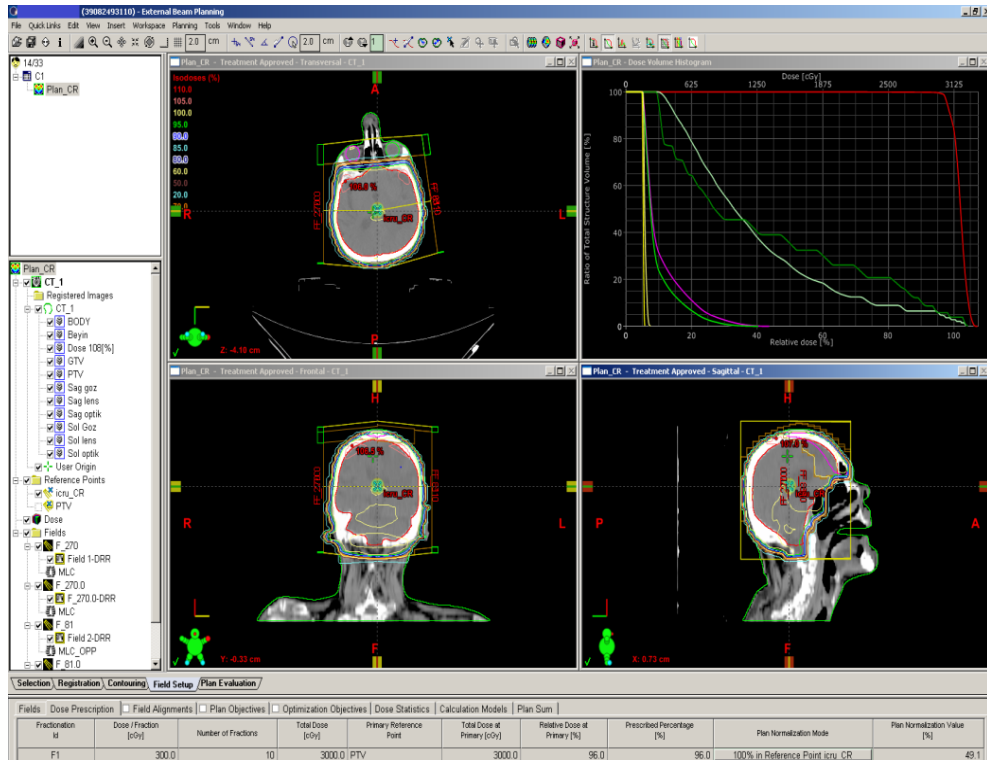
Şekil 2.48. RAO' ların gösterilmesi

Bilgisayarlı planlama, doz ve tedavinin uygulanması: Beyindeki RAO (optik sinirler, kiazma, gözler, beyin sapı ve normal beyin parankimi) korumak ve radyasyon dozunu tümör dokusunda yoğunlaştırmak amacıyla 3BKRT, YART, radyocerrahi, fraksiyone stereotaktik Rt ve proton teknikleri kullanılabilir.

Benign menenjiomlar için doz 25-30 fraksiyonda 50-54 Gy, daha büyük tümörlerde 30-33 fraksiyonda 60 Gy uygulanarak daha yüksek dozlarla lokal kontrolün artırılması hedeflenmektedir.

Glial tümörlerde doz 28-30 fraksiyonda 50.4-54 Gy iken yüksek dereceli gliomlarda 30-33 fraksiyonda 59.4-60 Gy olarak uygulanmaktadır.

Hipofiz adenomları için en çok uygulanan doz şemaları 25-30 fraksiyonda total doz 45-54 Gy fraksiyon dozu 1.8-2 Gy şeklindedir (37).



Şekil 2.49. Tüm beyin ışınlanması yapılan beyin tümörüne ait 3BKRT tedavi planı ve doz volüm histogramı

### 2.8.6. Yan Etkiler

Erken yan etkiler; halsizlik, cilt reaksiyonları gözlenebilmekle birlikte ciddi yan etkiler gelişir. Kafa içi basınç artışına bağlı olarak baş ağrısı, bulantı, kusma ve operasyon öncesinde bulunan şikayetlerde yineleme gözlenebilir.

Geç yan etkiler; kranyal sinir hasarı, beyin ve beyin sapı nekrozu, ikincil maligniteler görülebilir. Özellikle kronik yan etkilerin önlenmesinde uygulanan tedavide RAO dozlarının tolerans sınırları içinde kalması önemlidir (**Tablo 2.15**) (37).

**Tablo 2.15.** Risk altındaki organlar için önerilen tolerans dozları

<b>Risk altındaki organlar</b>	<b>Doz</b>
Beyinsapı	Maksimum doz < 54 Gy
Spinal kord	Maksimum doz < 45 - 50 Gy
Optik sinirler	Maksimum doz < 54 Gy
Kiazma	Maksimum doz < 54 Gy
Retina	Mean (ortalama) doz < 45 Gy
Koklea	Mean (ortalama) doz < 45 Gy

### 2.8.7. İzlem

Lokal yineleme ihtimali nedeniyle uzun süreli takip önemlidir. İlk iki yıl üç, dört ayda bir sonraki üç yıl altı ayda bir, ondan sonra da yılda bir kez beyin MRG' si ile izlenir (37).

### 3. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim dalında bulunan 'Varian marka Clinac DHX model lineer hızlandırıcı' ve 'Eclipse tedavi planlama sistemi' kullanılmıştır.

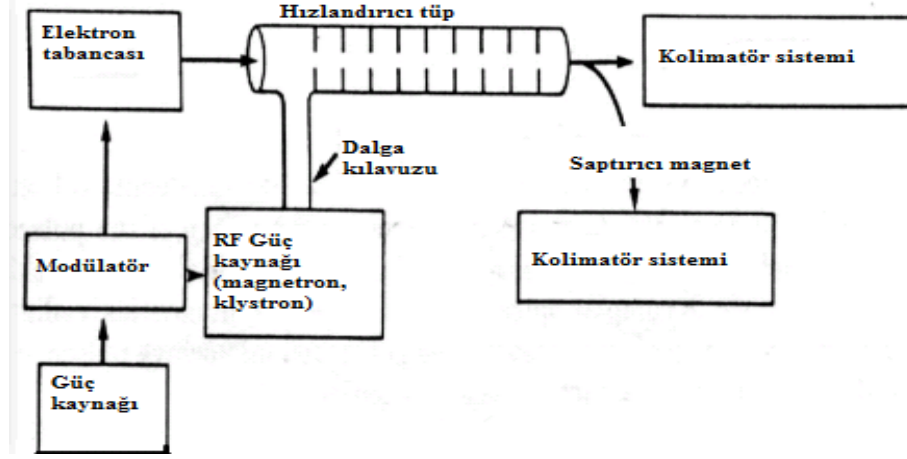
#### 3.1.1. Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcının çalışma prensibi, hızlandırıcı tüp içerisinde, elektromanyetik dalganın rezonans oyuklarda oluşturduğu elektrik alanlarının etkisiyle, elektronların sürekli hızlandırılmasına dayanmaktadır. Hızlandırıcı tüpe, elektron tabancasından üretilen 50 keV enerjili elektron demeti girerken, eş zamanlı olarak magnetron veya klystrondan dalga kılavuzu aracılığıyla 3 GHz frekansında mikrodalga gönderilir. Hızlandırma esnasında elektronları bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine ince bir demet halinde göndermek için tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar oluşturulmuştur. Hızlanmış elektronlar tüpün diğer ucundan çıktığında yaklaşık 3 mm çapında ince bir demet oluştururlar. Bu aşamadan sonra X-ışını üretilecek elektronlar kullanılacaksa, ince elektron demeti saçıcı filtreye çarptırılarak geniş elektron demetleri oluşturulur. Linaklarda elektron ışınlamalarında, foton ışınlamalarından farklı olarak özel aplikatörlerin kullanılması gerekir.

Bir lineer hızlandırıcı genellikle 4-6 MV gibi düşük ve 10-15-18 MV gibi yüksek enerjili X-ışını ve farklı enerjilerde (4-6-9-12-15-18-21 MeV) elektron ışınları üretebilmektedir. Farklı tip ve enerjide radyasyon üreten linakların hızlandırıcı tüpü yüksek enerjilerde (10-25 MV) uzundur ve yere paralel veya oblik yerleştirilmek zorundadır. Elektronlar, saptırıcı magnet ile saptırılarak hastaya yönlendirilir (**Şekil 3.1**). Tek (4-6 MV) enerjili lineer hızlandırıcılar ise, hızlandırıcı tüp kısa olduğu için, dik olarak yerleştirilir ve direkt olarak hastaya yönlendirilir (39).

### 3.1.2. Lineer Hızlandırıcıların Temel Yapısı

Lineer hızlandırıcılar temel olarak modülatör, elektron tabancası, RF güç kaynağı (magnetron veya klystron), hızlandırıcı tüp ve kolimatör sisteminden oluşur. Medikal lineer hızlandırıcının temel yapısı Şekil 3.1’de şematik olarak gösterilmektedir. (39)



Şekil 3.1. Lineer hızlandırıcının şematik temel yapısı

### 3.1.3. Modülatör

Şebeke elektriği ile beslenir (210-380 volt alternatif akım). Bu gerilim doğru akıma çevirilerek 30-40 kV’ a kadar çıkartır. Modülatör içerisindeki özel donanım, birkaç mikrosaniye süren ve saniyede bir kaç yüz kere tekrarlayan yüksek gerilim darbeleri oluşturarak elektron tabancasını ve RF güç kaynağını eş zamanlı olarak tetikler (39).

### 3.1.4. Elektron Tabancası

Modülatör tarafından tetiklenir. Ürettiği 15-50 keV enerjili elektronları modülatör uyarısı ile saniyede birkaç yüz kere hızlandırıcı tüpe gönderir (39).

### **3.1.5. RF Güç Kaynağı**

Radyofrekans (RF) güç kaynağı da modülatör tarafından eş zamanlı olarak tetiklenir. RF güç kaynağı, elektron tabancasından hızlandırıcı tüpe gönderilen elektronları hızlandırmak için 3000 MHz frekanslı elektromanyetik dalga üretir. Elektronlar hızlandırıcı tüp içerisinde bu dalgaların elektrik alanı etkisiyle hızlandırılır (39).

### **3.1.6. Magnetron**

RF güç kaynağı olarak kullanılan bir aygıttır. Mikrosaniyeler süren elektromanyetik dalga atımları üretir. Saniyede birkaç yüz atım oluşturur. Her atım içindeki mikrodalganın frekansı 3000 MHz' dir. 6 MV gibi düşük enerjili linaklarda magnetronların çıkış gücü 2 MW' dir (39).

### **3.1.7. Klystron**

RF güç kaynağı olarak kullanılan diğer bir aygıttır. Elektromanyetik dalga üretmez ancak elektromanyetik dalga güçlendiricisi olarak görev yapar. Osilatörler tarafından üretilen düşük güçteki elektromanyetik dalgalar güçlendirilmek üzere klystrona gönderilir. Yüksek enerjili linaklarda kullanılan klystronlar 5 MW çıkış gücü ile 25 MW arasında enerji üretebilmektedirler. Klystronların doz stabilitesi magnetronlara göre daha iyidir (39).

### **3.1.8. Hızlandırıcı Tüp**

Hızlandırıcı tüp içerisinde birçok bakır elektromanyetik dalga rezonans oyuğu bulunur. Tüpün uzunluğu elde edilmek istenen elektron enerjisine bağlı olarak 30-250 cm arasında değişmektedir. İçyapısı da elektronun enerjisine bağlı olarak değişir. Demetleyici ve hızlandırıcı olmak üzere iki bölümden oluşur. Demetleyiciye enjekte edilen elektronlar yaklaşık 40 KeV enerjiye sahiptir. Hızlandırma bölümünde ise

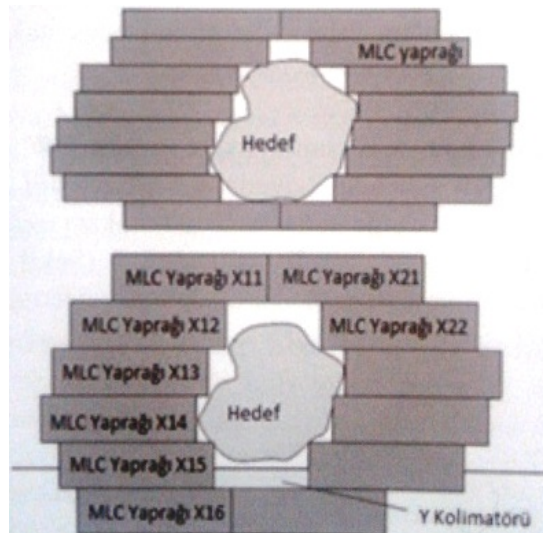




diverjans özelliği ve yaprak hızları üretici firmaya bağlı olarak değişmektedir. ÇYK konformal, YART, IMAT, VMAT gibi yeni radyoterapi tekniklerinin uygulanmasına imkan sağlamıştır. Yeni nesil lineer hızlandırıcılarda düzleştirici filtresiz X-ışınlarının kullanılması ile yüksek doz hızlarına ulaşılmış ve lif kalınlıkları da izosentir (eşmerkez) mesafesinde 2.5 mm' ye kadar düşürülmüştür. Böylece çok küçük hacimli tümörler için kullanılan SRC/SBRT teknikleri de rahatlıkla uygulanabilmektedir (39).



**Şekil 3.3.** ÇYK ve geometrik özellikleri (Millennium MLC-120) Alan: 40x40 cm, iç yapraklar izosentirde 5 mm, dış yapraklar 10 mm kalınlığındadır.



**Şekil 3.4.** Yaprak kalınlıkları azaldıkça ÇYK' nin oluşturduğu ışınlama alanı hedef alana yakınlaşmaktadır.

### 3.1.10. Varian Clinac DHX Model Linak Cihazı

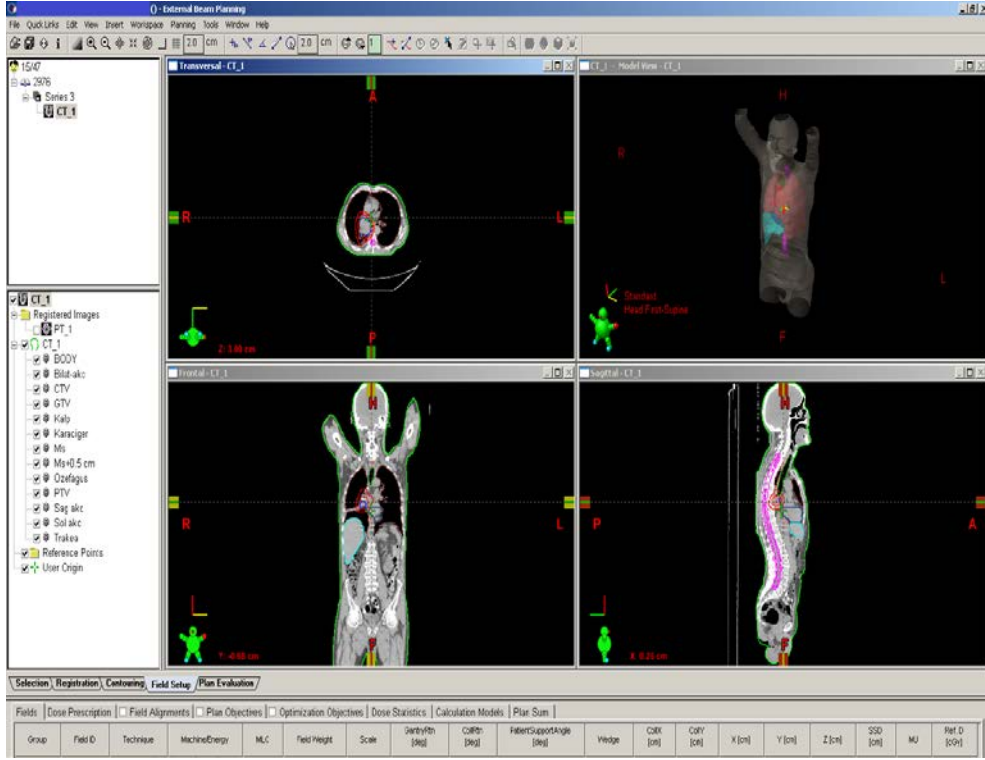
Kullanılan Varian marka DHX model linak cihazı, 6 MV ve 18 MV olmak üzere iki foton enerjisine; 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV ve 18 MeV enerji değerlerinde elektron enerjisine sahiptir. ÇYK sistemi sayesinde tedavi sırasında, hastaya özel planlar çizilmekte ve hastanın tümörüne uygun alanlar oluşturulabilmektedir, kullanılan Eclipse programı sayesinde DHX model linak cihazında üç boyutlu konformal radyoterapi tedavi tekniği uygulanmaktadır. Kaynak cilt mesafesinde (SSD) foton enerjileri için en az 0.5x0.5 cm; en fazla 40x40 cm alan boyutları oluşturulurken, elektron enerjileri için en az 4x4 cm ile en fazla 25x25 cm alan boyutları oluşturulmaktadır. Cihaz 15<sup>0</sup>, 30<sup>0</sup>, 45<sup>0</sup> ve 60<sup>0</sup> dört yönlü takılabilen statik wedge' lere sahiptir. Yukarı aşağı, sağa-sola, ileri-geri ve izomerkez etrafında 180<sup>0</sup> dönebilen masası sayesinde tüm açılarda tedavi yapılabilmektedir (13, 40).



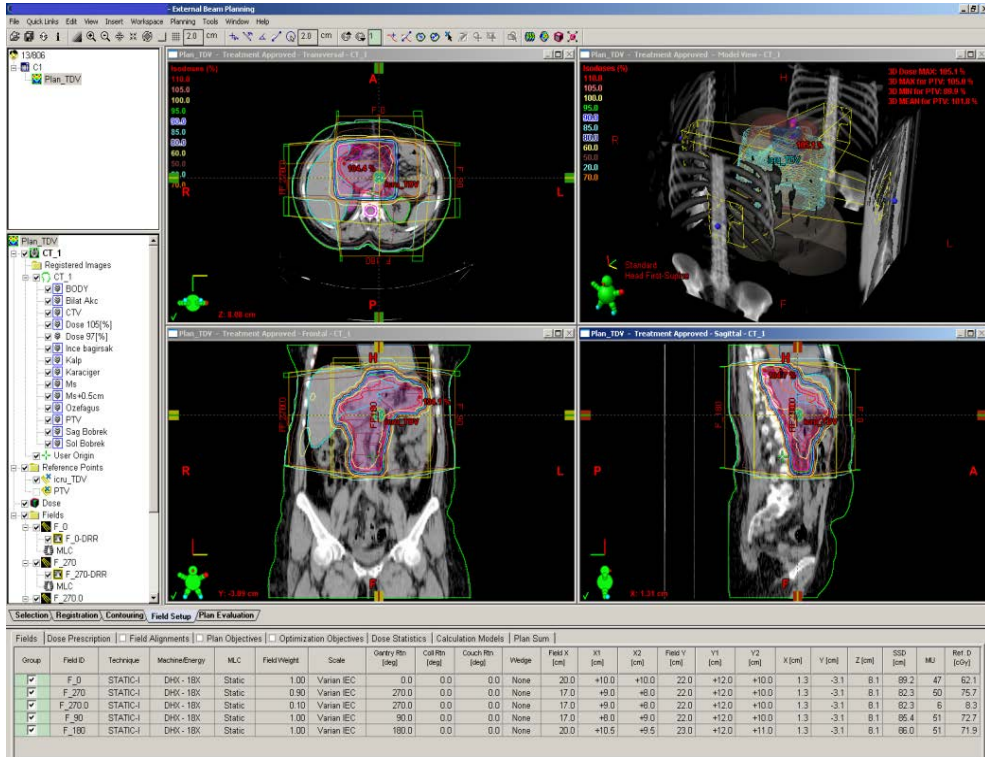
**Şekil 3.5.** Varian marka Clinac DHX model linak cihazı ve cihaza ait gantry bölümü (kolimatörün ve MLC' lerin bulunduğu bölüm)

### 3.1.11. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Varian Eclipse, Varian marka linak cihazı için kullanılan bir tedavi planı sistemi olup; farklı marka lineer hızlandırıcı cihazlar içinde kullanılmaktadır. Bilgisayarlı tomografi (BT), pozitron emisyon tomografisi (PET) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) yöntemlerinden elde edilen görüntüler kullanılarak hastanın ve tümörün üç boyutlu görüntülenmesi sağlanır (13, 41).



Şekil 3.6. Bir akciğer hastasına ait BT çekiminin Eclipse programında görüntülenmesi



Şekil 3.7. Bir mide hastasına ait Eclipse programında hazırlanan 3BKRT planı

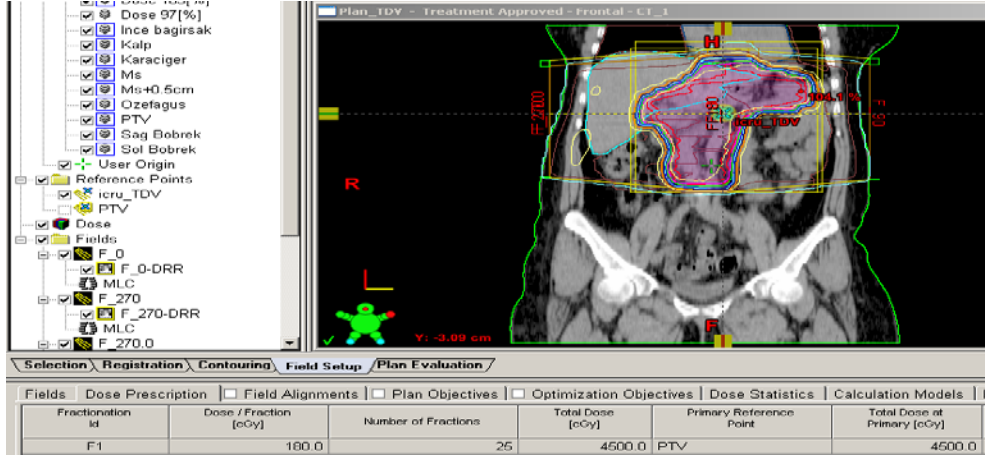
### 3.2. Yöntem

Bu çalışmada 2013-2014 yılları arasında üç boyutlu konformal radyoterapi uygulanmış olan dört farklı hastalık grubundan 30' ar hasta belirlenmiş olup toplam 120 hastada; uygunluk endeksi CI (conformity index), doz homojenite endeksi HI (homogeneity index) ve verilen dozun tümörü sarma kalitesi QC (quality of coverage) değerleri RTOG ve ICRU 83 protokollerine göre hesaplanarak; uygulanan 3BKRT tekniğinin hastalık gruplarına göre ne kadar uygun olduğu, tedavinin ne kalitede uygulandığı ile ilgili çalışmalar yapılmıştır.

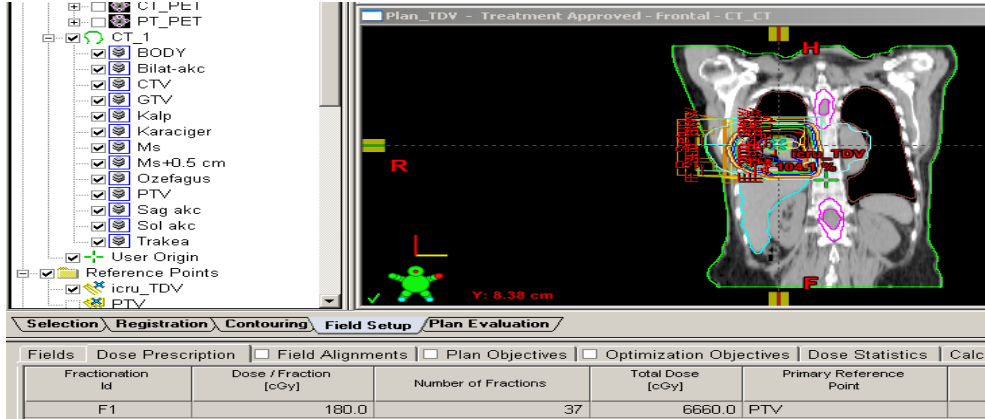
Çekilen PET-BT ve BT görüntülerinde elde edilen; hasta ve tümör görüntüleri DICOM aracılığı ile Eclipse tedavi planlama sistemine aktarılarak; PTV ve RAO' ların belirlenmesi radyasyon onkoloğu tarafından yapılmış ve tıbbi radyasyon fizik uzmanı tarafından tedavi planı hazırlanmıştır.

120 hastanın 3BKRT planlarında hastalığın türüne göre 6 MV ve 18 MV foton enerjisi kullanılmış; alan sayısı ise hastanın anatomisine, tümörün büyüklüğüne göre oluşturulmuş ayrıca kritik organların en az seviyede etkilenmelerini sağlayacak şekilde olmasına dikkat edilmiştir.

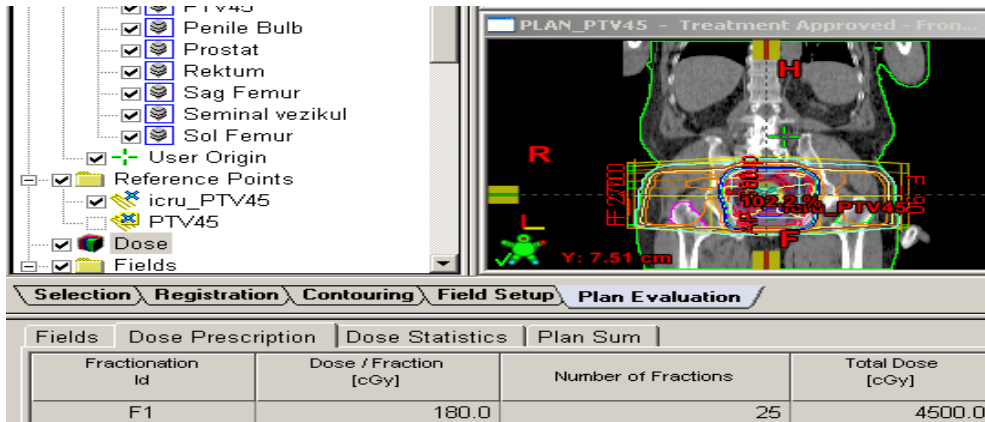
Mide hastaları için PTV dozu günlük 180 cGy' den 25 fraksiyon ile toplam 4500 cGy; akciğer hastaları için PTV dozu günlük 180 cGy' den 37 fraksiyon ile toplam 6660 cGy; rektum hastaları için PTV dozu günlük 180 cGy' den 28 fraksiyon ile 5040 cGy, beyin tümörünün palyatif amaçlı tedavi edilen hastalarda ise PTV dozu günlük 300 cGy' den 10 fraksiyon ile toplam 3000 cGy doz verilerek 3BKRT uygulanmıştır.



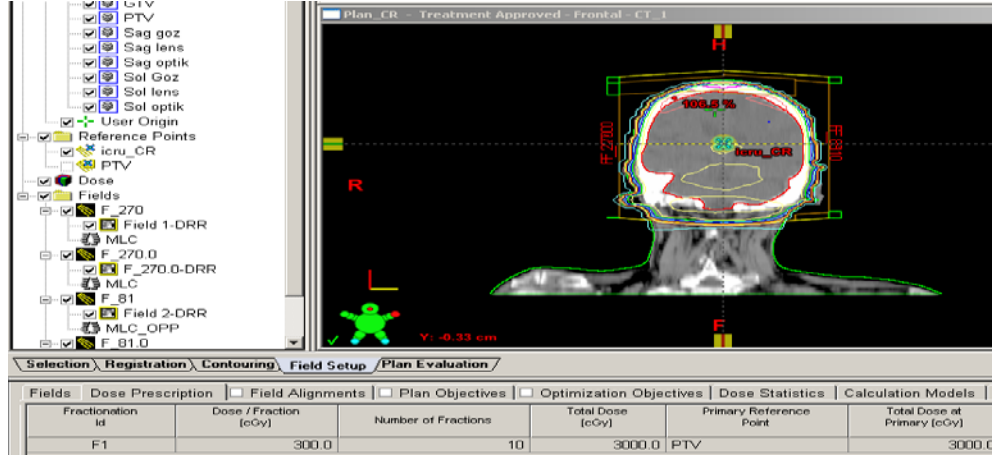
Şekil 3.8. Mide hastasına 3BKRT tekniğinde fraksiyon dozu, fraksiyon sayısı ve toplam doz



Şekil 3.9. Akciğer hastasına 3BKRT tekniğinde fraksiyon dozu, fraksiyon sayısı ve toplam doz



Şekil 3.10. Rektum hastasına 3BKRT tekniğinde fraksiyon dozu, fraksiyon sayısı ve toplam doz



**Şekil 3.11.** Beyin hastasına 3BKRT tekniğinde fraksiyon dozu, fraksiyon sayısı ve toplam doz

İncelenen hastalar için Eclipse programı kullanılarak; referans izodoz değeri (RI), referans izodoz değerini kullanarak hesaplatılan referans izodozun sahip olduğu volüm ( $V_{RI}$ ), tedavi edilmesi hedeflenen volüm (TV), PTV içinde biriken maksimum doz değeri ( $I_{max}$ ), PTV içinde biriken minimum doz değeri ( $I_{min}$ ) değerleri alınmıştır. Eclipse programında elde edilen doz-volüm histogramlarından PTV' nin %2' sinin aldığı doz; %50' sinin aldığı doz ve %98' inin aldığı doz değerleri grafik üzerinde belirlenip kaydedilmiştir.

Kaydedilen bu değerler kullanılarak RTOG protokolüne göre CI, HI ve QC değerleri hesaplanmış ayrıca ICRU 83 protokolünde verilen formüle göre ek olarak HI değeri hesaplanmıştır. Hesaplanan bu değerlerin ortalaması alınmış ve incelenen hastalık gruplarında 3BKRT tekniğinin başarısı hakkında bir sonuca varılmıştır.

## 4. BULGULAR

Bu çalışmada akciğer kanseri tanılı 30, mide kanseri tanılı 30, rektum kanseri tanılı 30 ve beyin tümörü tanılı 30 hastanın 3BKRT planları incelenmiştir. Eclipse programından elde edilen ve hesaplatılan değerler ile, yapılan planlar sonucu elde edilen doz volüm histogramlarından yararlanılarak PTV alanının belirli oranlarının ne kadar doz aldığı ölçülmüş; alınan diğer değerler kullanılarak RTOG ve ICRU 83 protokollerine uygun olarak Conformity Index değerleri, Homojenite indeksleri (iki farklı protokol kullanılarak) ve dozun PTV' yi sarma kalitesi (Quality of Coverage) değerleri hesaplanmış olup bu dört hasta grubu arasında karşılaştırılmıştır.

İncelenen 120 hastanın; 75' inin erkek, 45' inin kadın olduğu tespit edilmiştir. 45 kadın hastanın; 5' inin Akciğer CA, 11' inin Mide CA, 16' sının Rektum CA, 13' ünün ise Beyin Tümörü vakası olduğu tespit edilmiştir. 75 erkek hastanın; 25' inin Akciğer CA, 19' unun Mide CA, 14' ünün Rektum CA, 17' sinin ise Beyin Tümörü vakası olduğu tespit edilmiştir.

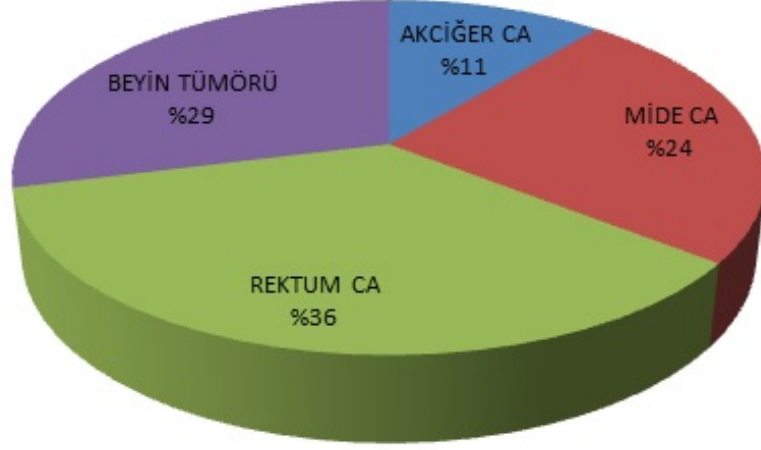
İncelenen hastalarda yaş ortalamaları; Akciğer CA için yaklaşık 61, Mide CA için yaklaşık 55, Rektum CA için yaklaşık 54 ve Beyin tümörü için yaklaşık 64 olarak hesaplanmıştır.

Çalışma kapsamında elde edilen CI, HI, QC ve  $HI_{ICRU83}$  ölçüm değerlerinin normal dağılıma uygunluğu grafiksel olarak ve Shapiro-Wilks testi ile değerlendirilmiştir. Normal dağılım göstermediği belirlenen değişkenlerin tanımlayıcı istatistiklerinin gösteriminde ortanca (Çeyreklikler Arası Genişlik – ÇAG, Interquartile Range - IQR), normal dağılım gösterdiği belirlenen değişkenlerin gösteriminde ortalama  $\pm$  standart sapma kullanılmıştır.

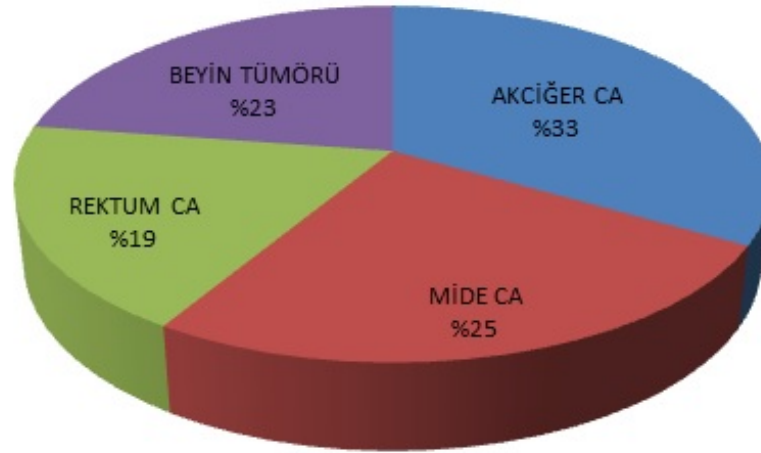
Belirtilen ölçüm değerlerinin tanımlanan aralıklarda olup olmadığı, güven aralıkları ve çeyreklikler (% 25 - %75) incelenerek değerlendirilmiştir. Belirlenen aralıklarda ölçme oranı tek oran testi (% 99 dan farklı olup olmadığına göre) ile test edilmiştir. (Kaynak: Sheskin DJ (2004) Handbook of parametric and nonparametric statistical procedures. 3rd ed. Boca Raton: Chapman & Hall /CRC.)



İstatistiksel analizler ve hesaplamalar için IBM SPSS Statistics 21.0 (IBM Corp. Released 2012. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 21.0. Armonk, NY: IBM Corp.) ve MS-Excel 2007 programları kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi  $p < 0.05$  olarak kabul edilmiştir.



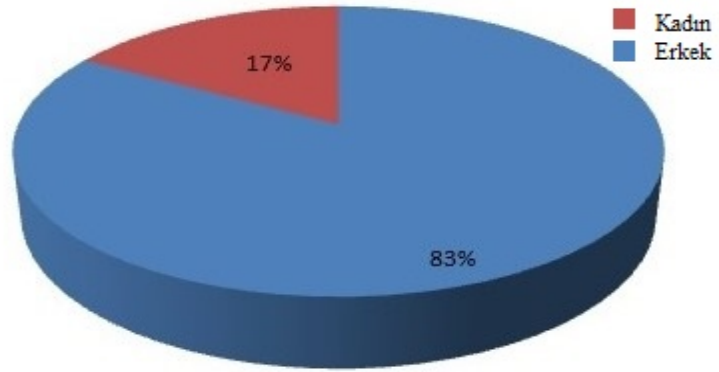
**Şekil 4.1.** İncelenen 45 kadın hastada tespit edilen hastalık yüzdeleri



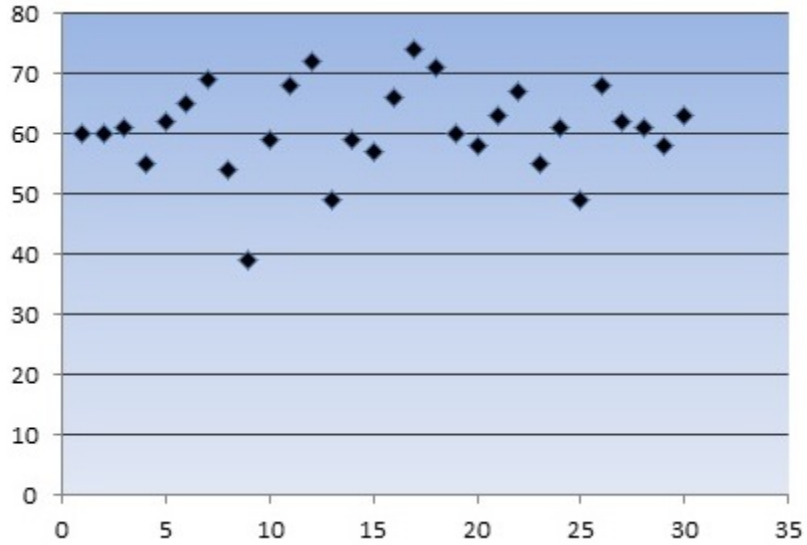
**Şekil 4.2.** İncelenen 75 erkek hastada tespit edilen hastalık yüzdeleri

#### 4.1. Akciğer Kanserine Ait Bulgular

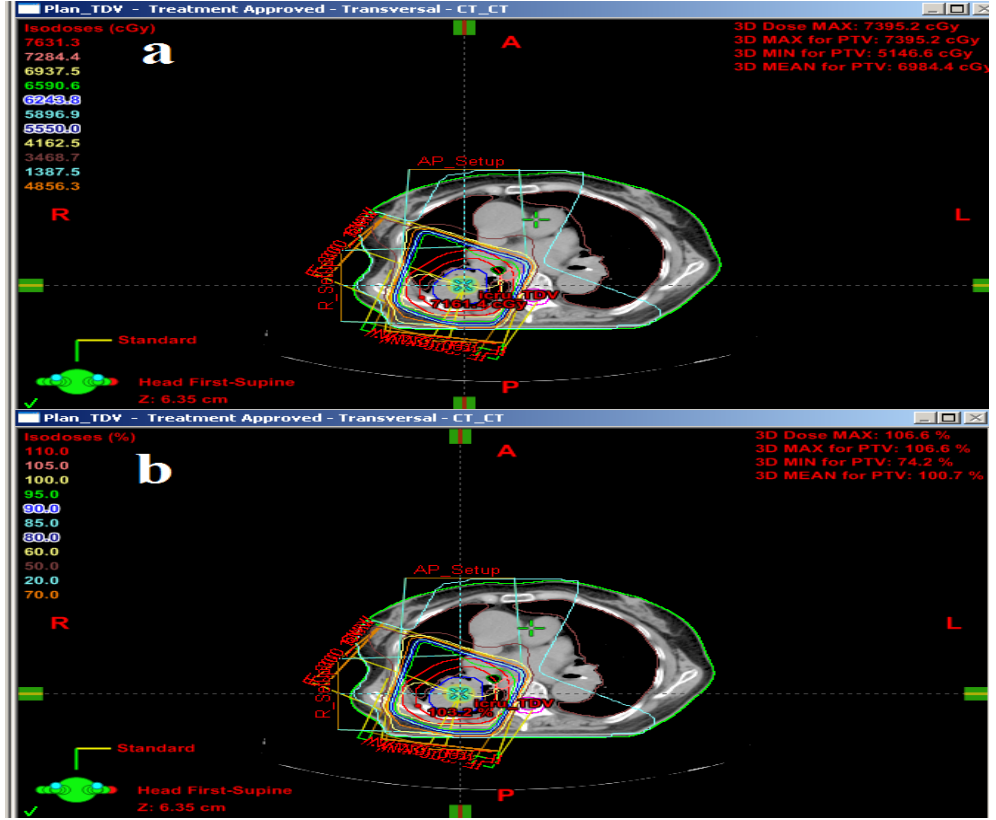
İncelenen, 5 kadın 25 erkek olmak üzere toplam 30 akciğer hastasına ait veriler; kullanılan Eclipse tedavi planlama sistemi programından elde edilmiş, elde edilen değerler kullanılarak diğer değerler de kullanılan program yardımıyla hesaplatılmıştır. Ayrıca doz volüm histogramları kullanılarak PTV' nin aldığı %2, %50 ve %98 alanına ait doz yüzdeleri histogram üzerinde gösterilmiştir.



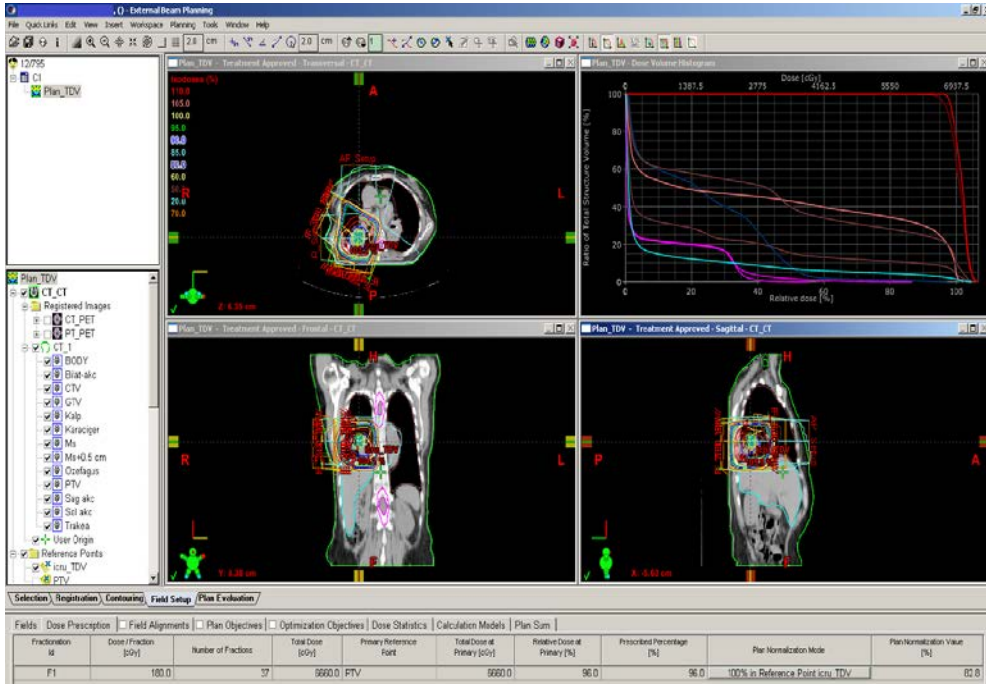
Şekil 4.3. Akciğer CA hastalarının yüzde olarak cinsiyet oranı



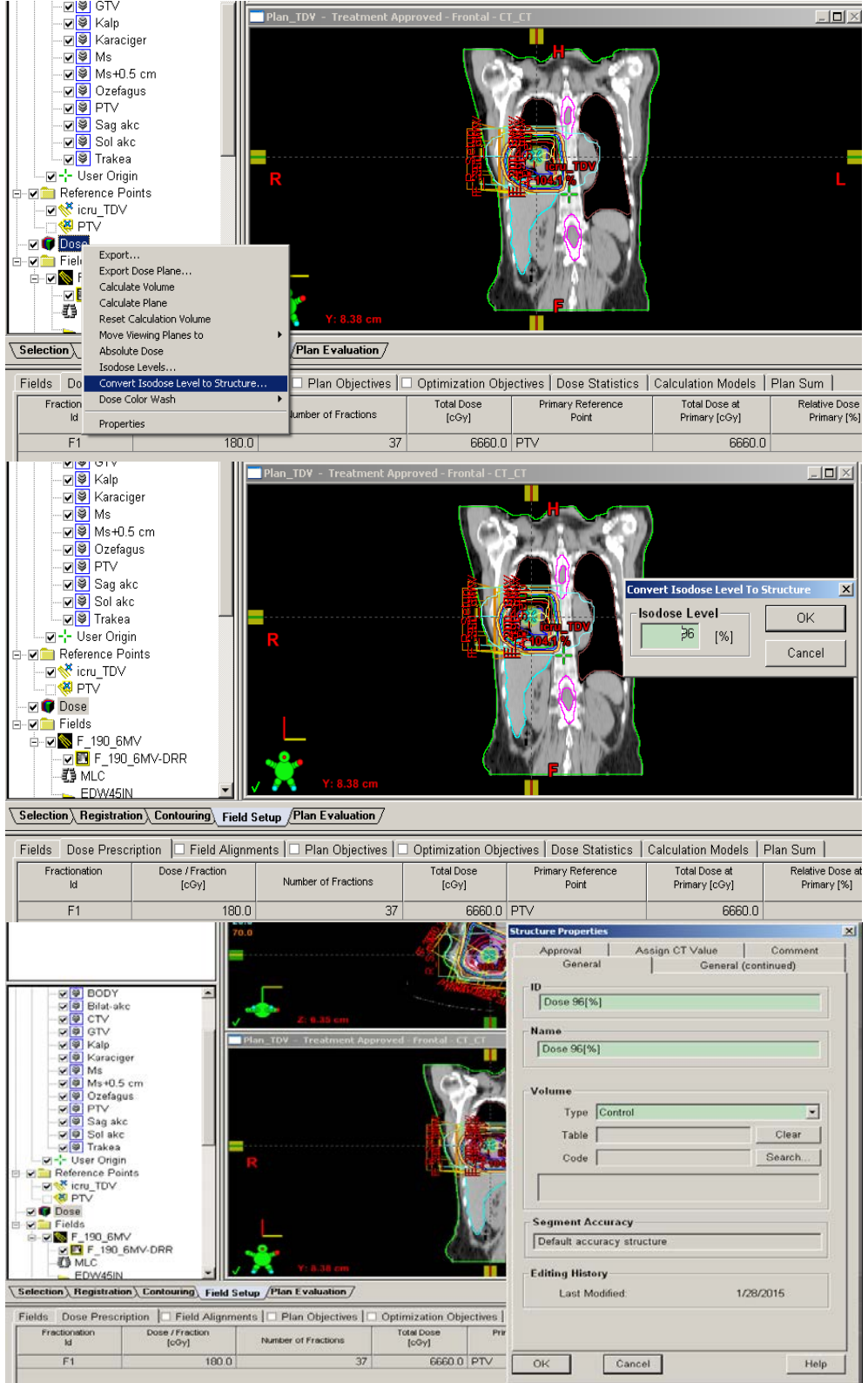
Şekil 4.4. Akciğer CA hastalarının yaş dağılımı (ortalama yaş: 61)



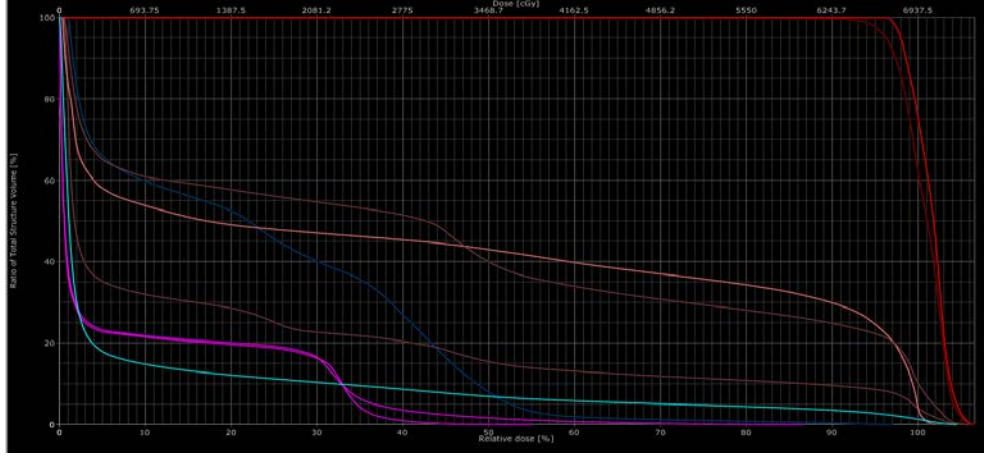
Şekil 4.5. 3BKRT tekniği uygulanan Akciğer hastasındaki doz değerleri



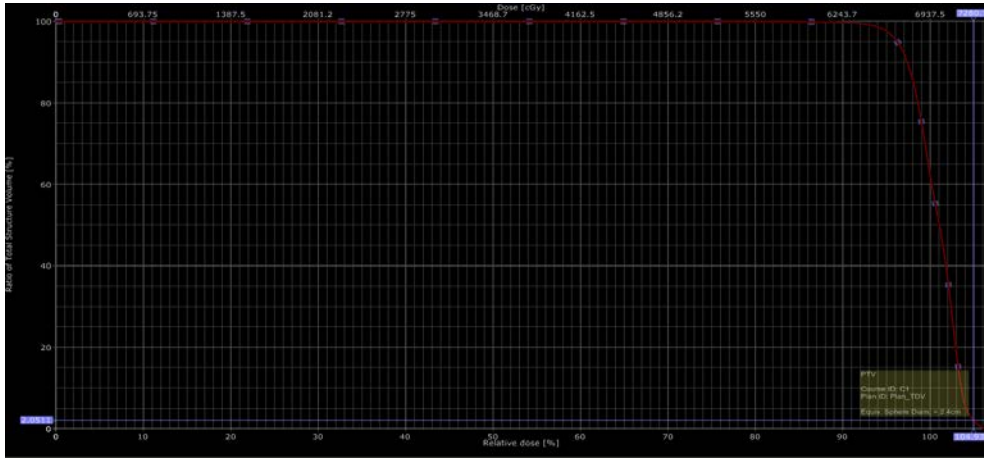
Şekil 4.6. 3BKRT tekniği uygulanan Akciğer hastasındaki referans izodoz oranı %96



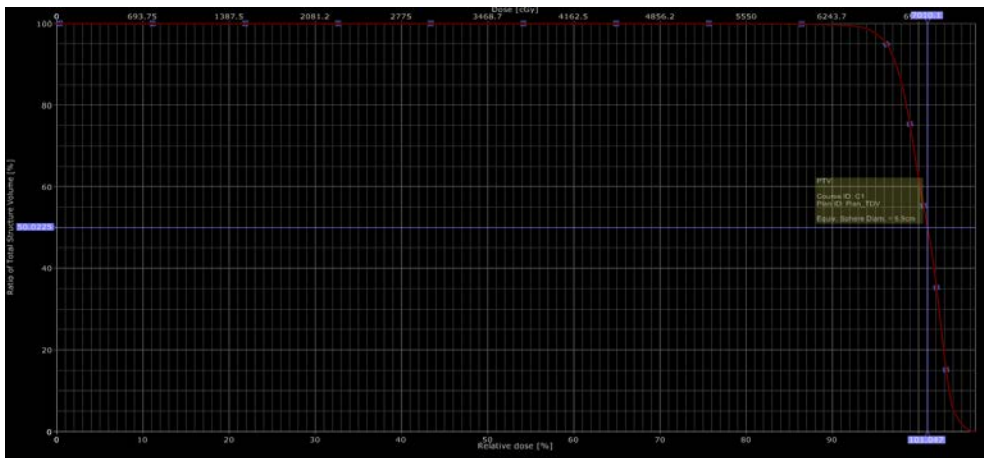
Şekil 4.7. 3BKRT tekniği uygulanan Akciğer hastasındaki referans izodoz oranına göre volümün hesaplanması



Şekil 4.8. 3BKRT tekniği uygulanan Akciğer hastasına ait doz volüm histogramı



Şekil 4.9. PTV' ye ait %2' lik alanın aldığı doz ( %72.8)



Şekil 4.10. PTV' ye ait %50' lik alanın aldığı doz ( %70.1)



**Şekil 4.11.** PTV' ye ait %98' lik alanın aldığı doz ( %65.7)

Eclipse programı kullanılarak elde edilen veriler **Tablo 4.1'** de yer almaktadır. **Tablo 4.1'** de yer alan verilere göre CI, HI ve QC değerleri RTOG protokollerine göre hesaplanmıştır (**Tablo 4.2**). Ayrıca doz volüm histogramları kullanılarak elde edilen PTV doz yüzdeleri **Tablo 4.1'** de verilmiş olup bu yüzde değerleri kullanılarak **Tablo 4.2'** de ICRU 83 protokolüne göre HI değeri hesaplanmıştır.

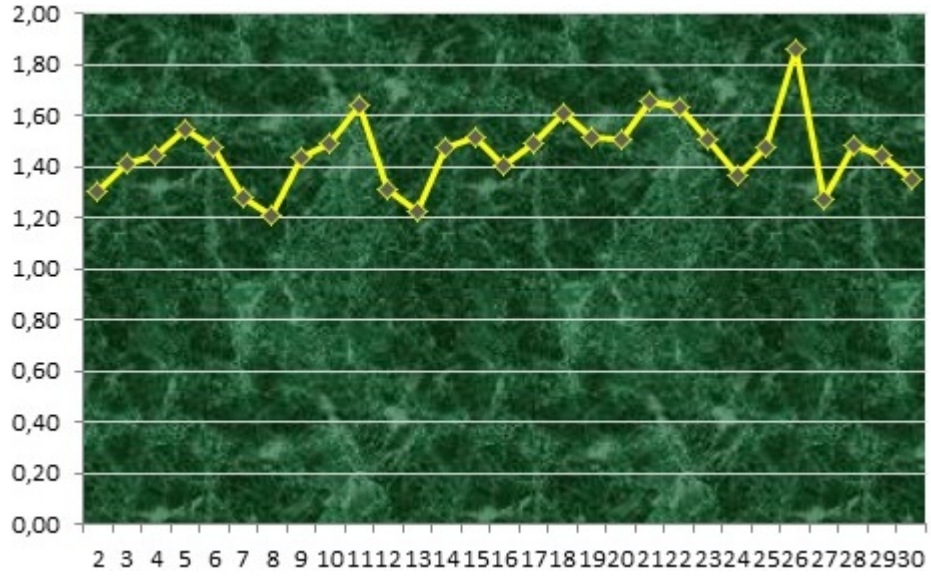
**Tablo 4.1.** 3BKRT tekniği uygulanan Akciğer hastalarına ait veriler (Hastaneden alınan)

<b>Hasta</b>	<b>VRI</b>	<b>TV</b>	<b>IMAX</b>	<b>IMIN</b>	<b>RI</b>	<b>D%2</b>	<b>D%98</b>	<b>D%50</b>
1	576.50	440.00	105.40	96.40	99	70.08	67.05	68.67
2	754.50	580.40	105.80	73.20	95	73.21	65.80	71.33
3	1544.60	1095.10	107.10	89.80	98	72.05	67.20	70.05
4	352.10	243.90	105.40	92.90	97	71.84	66.43	69.44
5	1019.10	658.60	107.40	82.00	97	72.27	66.16	70.23
6	309.40	209.60	102.80	92.20	95	71.29	66.63	69.50
7	902.00	705.80	104.70	86.90	95	72.31	65.79	69.24
8	794.20	658.30	103.80	87.00	97	70.62	66.27	69.13
9	636.80	443.40	105.10	91.20	95	72.86	67.13	69.87
10	161.70	108.10	103.30	93.10	96	70.90	67.43	69.25
11	498.00	303.10	103.90	94.00	96	55.86	52.85	54.53
12	576.50	440.00	105.40	96.40	99	70.07	67.06	68.67
13	361.70	295.60	103.60	80.20	95	72.14	66.50	70.15
14	596.70	404.40	103.60	88.70	96	70.96	65.82	68.94
15	790.20	522.50	102.70	89.10	95	71.45	66.26	69.75
16	193.40	137.60	104.20	90.60	95	72.44	66.30	69.94
17	1083.10	724.00	107.50	94.40	98	71.84	66.89	69.73
18	928.00	576.10	104.70	62.50	95	68.51	53.81	66.31
19	1253.70	827.80	107.10	93.60	96	73.47	66.65	69.60
20	1446.00	957.10	105.50	32.90	95	73.01	64.21	69.28
21	1021.00	617.60	104.90	50.50	95	72.77	66.05	69.93
22	678.40	415.40	103.70	89.60	95	71.99	67.03	70.18
23	1333.50	885.00	105.20	64.60	94	73.87	68.19	72.31
24	1122.30	820.70	103.30	75.60	95	71.55	60.04	70.35
25	272.50	184.60	102.40	94.90	95	71.45	68.03	70.05
26	1207.90	650.30	107.60	92.20	97	72.68	66.22	69.75
27	993.50	780.60	105.80	42.40	98	71.20	39.36	69.18
28	439.00	295.00	105.00	92.00	96	71.02	66.22	69.61
29	1458.80	1012.00	106.80	66.50	97	72.52	67.36	69.74
30	472.90	350.50	106.60	74.20	96	72.80	67.50	70.10

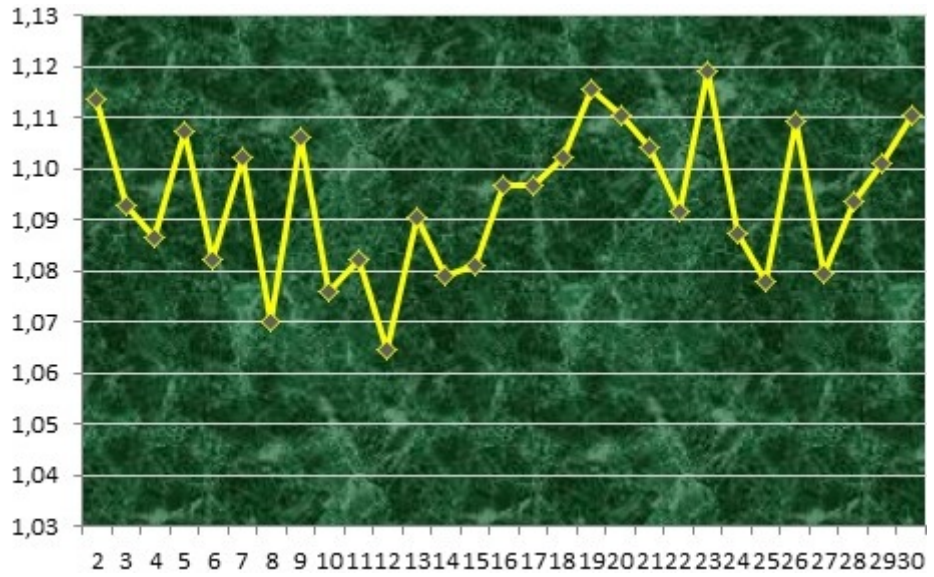
**Tablo 4.2.** 3BKRT tekniği uygulanan Akciğer hastalarına ait hesaplamalar

Hasta	CI (VRI/TV)	HI (IMAX/RI)	QC (IMIN/RI)	HI (D%2-D%98)/D%50
1	1.31	1.06	0.97	0.04
2	1.30	1.11	0.77	0.10
3	1.41	1.09	0.92	0.07
4	1.44	1.09	0.96	0.08
5	1.55	1.11	0.85	0.09
6	1.48	1.08	0.97	0.07
7	1.28	1.10	0.91	0.09
8	1.21	1.07	0.90	0.06
9	1.44	1.11	0.96	0.08
10	1.50	1.08	0.97	0.05
11	1.64	1.08	0.98	0.06
12	1.31	1.06	0.97	0.04
13	1.22	1.09	0.84	0.08
14	1.48	1.08	0.92	0.07
15	1.51	1.08	0.94	0.07
16	1.41	1.10	0.95	0.09
17	1.50	1.10	0.96	0.07
18	1.61	1.10	0.66	0.22
19	1.51	1.12	0.98	0.10
20	1.51	1.11	0.35	0.13
21	1.65	1.10	0.53	0.10
22	1.63	1.09	0.94	0.07
23	1.51	1.12	0.69	0.08
24	1.37	1.09	0.80	0.16
25	1.48	1.08	1.00	0.05
26	1.86	1.11	0.95	0.09
27	1.27	1.08	0.43	0.46
28	1.49	1.09	0.96	0.07
29	1.44	1.10	0.69	0.07
30	1.35	1.11	0.77	0.08
Protokol	RTOG PROTOKOLÜ			ICRU 83

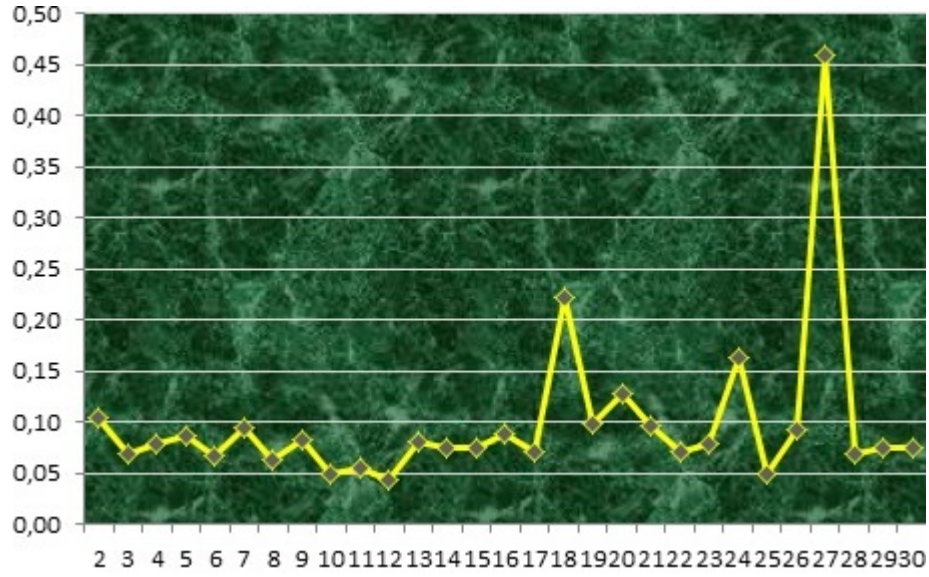




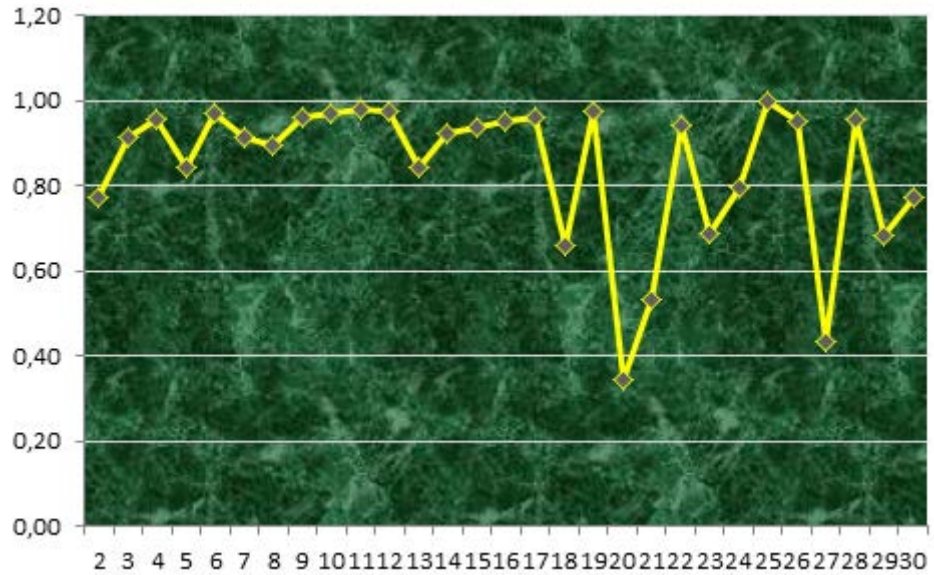
**Şekil 4.12.** Hesaplanan Akciğer CI değerlerinin grafiksel gösterimi



**Şekil 4.13.** Hesaplanan Akciğer HI değerlerinin grafiksel gösterimi



Şekil 4.14. Hesaplanan Akciğer HI<sub>ICRU83</sub> değerlerinin grafiksel gösterimi



Şekil 4.15. Hesaplanan Akciğer QC değerlerinin grafiksel gösterimi

Çalışmada akciğer kanseri için CI parametresinin sonuçlarına ait ortalama  $1.455 \pm 0.143$  VRI/TV olarak elde edilmiştir (**Tablo 4.3**). Belirlenen güven aralığının (GA: 1.383; 1.527) CI' ya ilişkin evren ortalamasını içeren aralıklardan biri olma olasılığı 0.99' dur. Hiçbir ölçüm değeri 1' den küçük ya da 2' den büyük değildir ( $z=0.550$ ;  $p=0.582$ ).

Benzer şekilde, elde edilen HI değerlerine ait minimum değer 1.065 iken maksimum değer 1.119' dur. HI için elde edilen tüm değerler 2' den küçüktür. HI ölçümlerinin doğru ölçme oranı 1.00 olarak belirlenmiştir ( $z=0.550$ ;  $p=0.582$ ).

**Tablo 4.3.** CI ve HI ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Akciğer)

Değişken	min; mak	Ort±SS	Ortalama için %95 güven aralığı (alt sınır; üst sınır)	Ortalama için %99 güven aralığı (alt sınır; üst sınır)
<b>CI</b> (VRI/TV)	1.206; 1.857	1.455±0.143	(1.402; 1.508)	(1.383; 1.527)
<b>HI</b> (IMAX/RI)	1.065; 1.119	1.093±0.015	(1.088; 1.100)	(1.086; 1.101)

QC ölçüm değerlerine ait ortanca 0.931 IMIN/RI' dir. Verilerin % 10.0' u ( $n=3$ ) belirlenen aralıklarda yer almaktadır. QC ölçümlerinin tanımlanan aralıkta olma oranı 0.99' dan anlamlı düzeyde düşüktür ( $z=48.993$ ;  $p<0.001$ ).

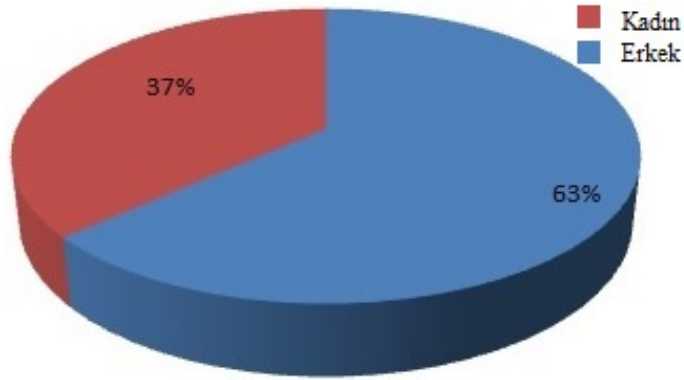
$HI_{ICRU83}$  değerleri için minimum değer 0.044, maksimum değer ise 0.460' tır (**Tablo 4.4**). Tüm sonuçlar 0 ile 1 arasında yer almaktadır ( $z=0.550$ ;  $p=0.582$ ). Ortanca değer 0.077' dir.

**Tablo 4.4.** QC ve  $HI_{ICRU83}$  ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Akciğer)

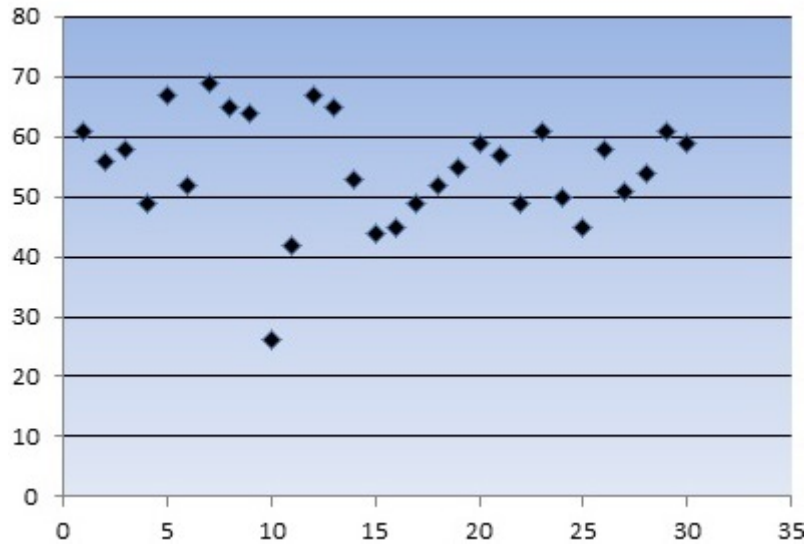
Değişken	min; mak	Ortanca (ÇAG: 3. Çeyreklik - 1. Çeyreklik)
<b>QC</b> (IMIN/RI)	0.346; 0.999	0.931 (0.965 – 0.772)
<b><math>HI_{ICRU83}</math></b> <b>(D%2-D%98)/D%58</b>	0.044; 0.460	0.077 (0.095 – 0.069)

#### 4.2. Mide Kanserine Ait Bulgular

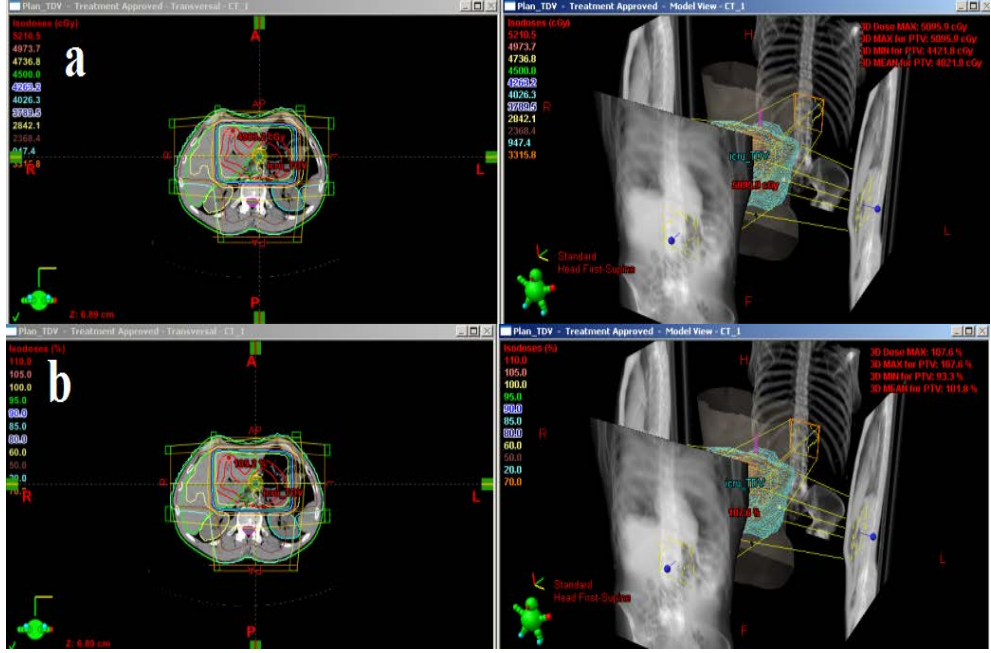
İncelenen, 11 kadın 19 erkek olmak üzere toplam 30 mide hastasına ait veriler; kullanılan Eclipse tedavi planlama sistemi programından elde edilmiş, elde edilen değerler kullanılarak diğer değerler program sayesinde hesaplatılmıştır. Ayrıca doz volüm histogramları kullanılarak PTV' nin aldığı %2, %50 ve %98 alanına ait doz yüzdeleri histogram üzerinde gösterilmiştir.



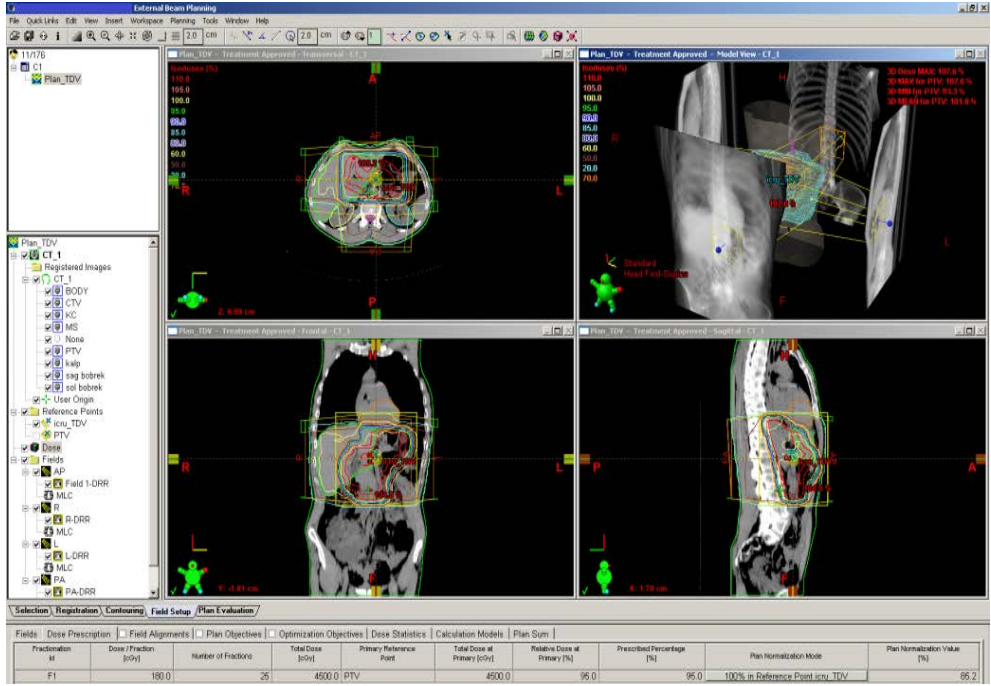
Şekil 4.16. Mide CA hastalarının yüzde olarak cinsiyet oranı



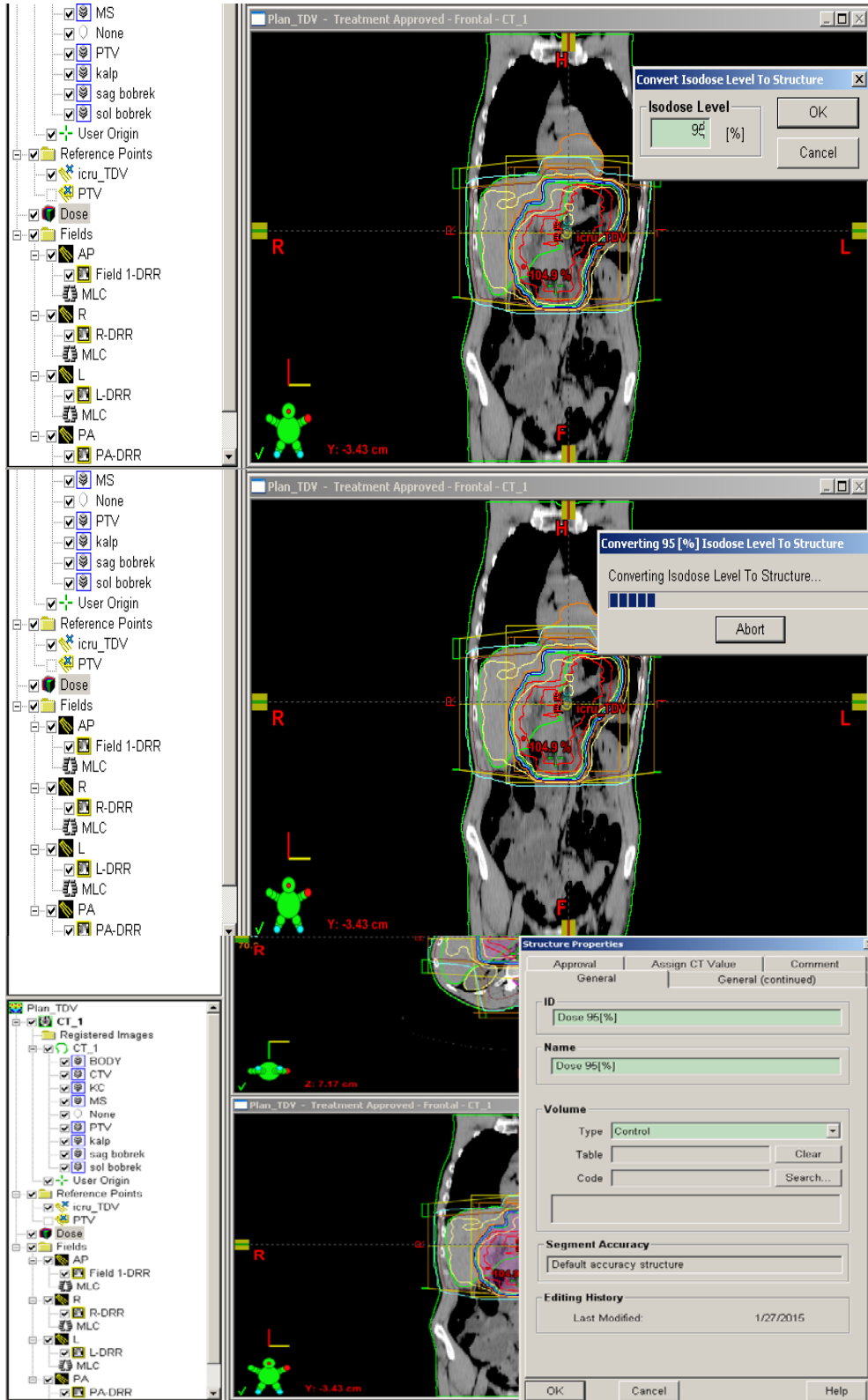
Şekil 4.17. Mide CA hastalarının yaş dağılımı (ortalama yaş: 55)



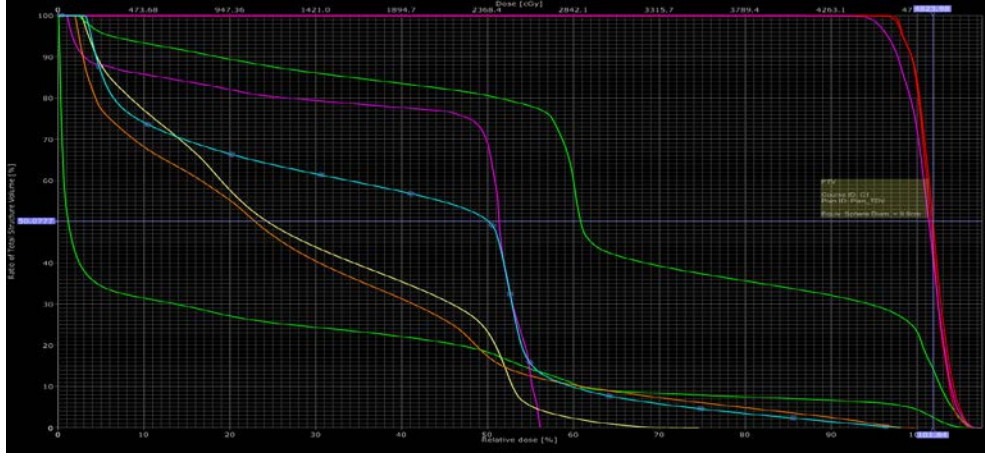
Şekil 4.18. 3BKRT tekniği uygulanan Mide hastasındaki doz değerleri



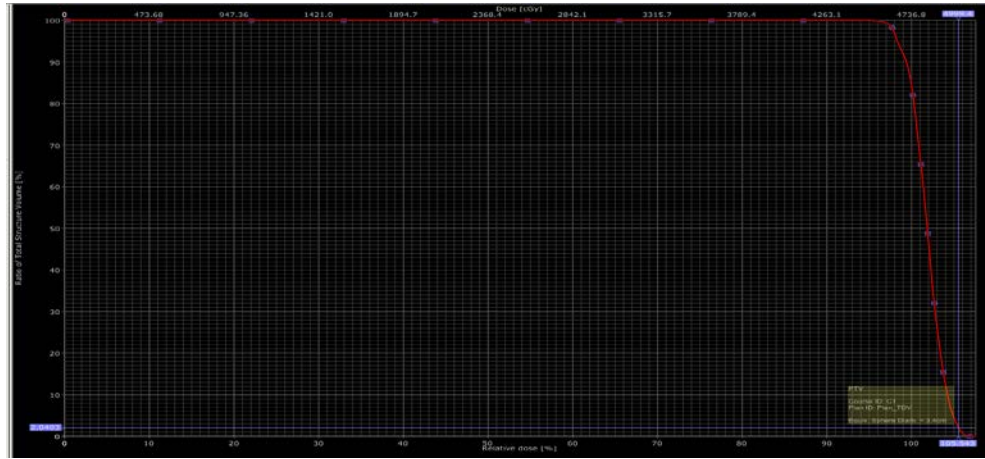
Şekil 4.19. 3BKRT tekniği uygulanan Mide hastasındaki referans izodoz oranı %95



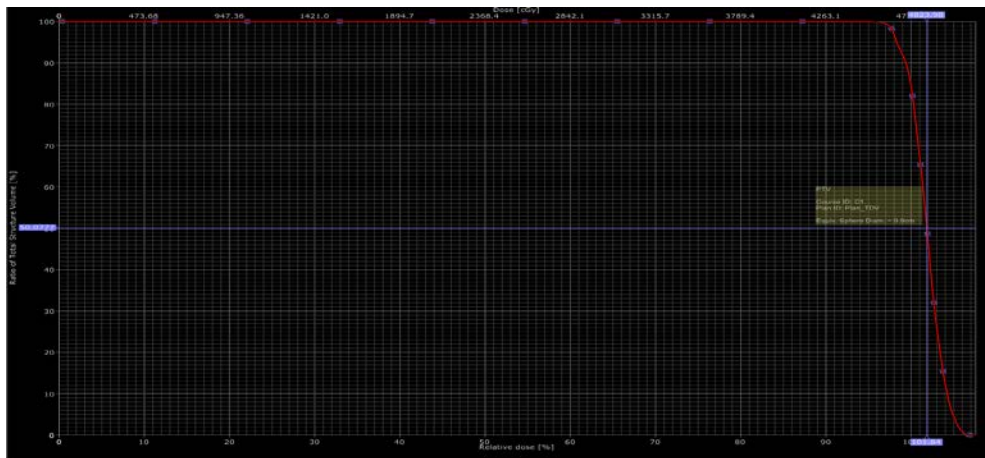
Şekil 4.20. 3BKRT tekniği uygulanan Mide hastasındaki referans izodoz oranına göre volümün hesaplanması



Şekil 4.21. 3BKRT tekniği uygulanan Mide hastasına ait doz volüm histogramı



Şekil 4.22. PTV' ye ait %2' lik alanın aldığı doz ( %49.99)



Şekil 4.23. PTV' ye ait %50' lik alanın aldığı doz ( %48.23)



**Şekil 4.24.** PTV' ye ait %98' lik alanın aldığı doz ( %46.30)

Eclipse programı kullanılarak elde edilen veriler **Tablo 4.5'** de yer almaktadır. **Tablo 4.5'** de yer alan verilere göre CI, HI ve QC değerleri RTOG protokollerine göre hesaplanmıştır (**Tablo 4.6**). Ayrıca doz volüm histogramları kullanılarak elde edilen PTV doz yüzdeleri **Tablo 4.5'** de verilmiş olup bu yüzde değerleri kullanılarak **Tablo 4.6'** da ICRU 83 protokolüne göre HI hesaplanmıştır.

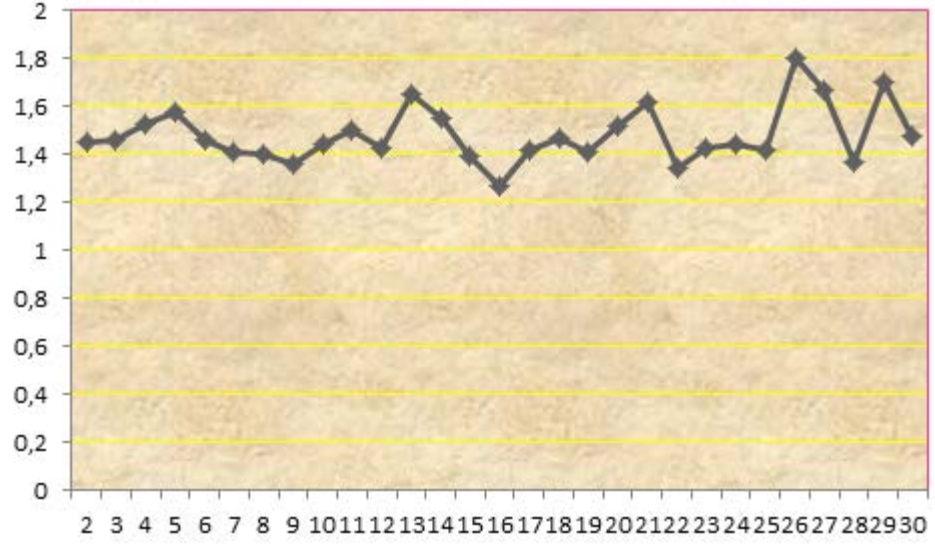


**Tablo 4.5.** 3BKRT tekniği uygulanan Mide hastalarına ait veriler (Hastaneden alınan)

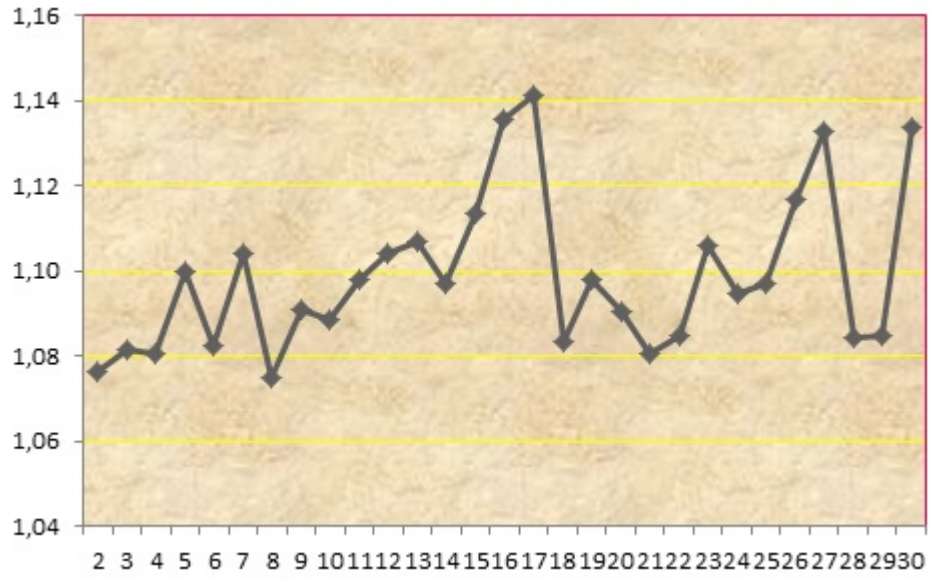
<b>Hasta</b>	<b>VRI</b>	<b>TV</b>	<b>IMAX</b>	<b>IMIN</b>	<b>RI</b>	<b>D%2</b>	<b>D%98</b>	<b>D%50</b>
1	1938.70	1356.00	106.00	93.60	98	48.26	45.50	46.89
2	1023.90	706.80	105.50	89.30	98	48.01	45.39	46.99
3	1103.40	753.50	104.90	86.60	97	48.13	45.13	46.91
4	1763.10	1150.50	104.80	88.80	97	48.28	45.60	46.87
5	1697.80	1074.80	104.50	91.20	95	48.84	45.24	47.36
6	1605.10	1099.70	105.00	89.90	97	48.29	45.44	47.25
7	1641.90	1160.70	104.90	87.10	95	48.01	45.24	46.70
8	2527.40	1801.00	104.80	89.60	97.5	47.62	45.21	46.63
9	1515.90	1110.90	106.90	89.10	98	47.82	45.29	46.84
10	1729.60	1201.70	105.60	88.50	97	48.32	45.20	46.76
11	2447.00	1629.30	106.50	90.70	97	48.50	45.75	47.21
12	1815.60	1269.00	108.20	88.30	98	48.74	45.05	47.15
13	1783.70	1079.80	108.50	94.20	98	48.79	45.60	46.92
14	1277.50	825.50	106.40	87.20	97	48.73	45.23	46.98
15	2506.60	1799.60	106.90	78.50	96	49.43	45.56	47.53
16	2214.80	1748.20	107.90	91.20	95	50.23	45.89	48.31
17	1357.50	953.70	110.70	78.80	97	49.42	44.76	47.14
18	969.20	657.60	105.10	89.70	97	48.31	45.50	47.04
19	1364.80	965.10	104.30	87.00	95	48.83	45.61	47.78
20	1192.70	783.70	104.70	72.00	96	48.62	44.67	47.55
21	2119.00	1308.00	105.90	96.90	98	48.03	45.77	46.78
22	1723.60	1289.00	106.30	92.80	98	48.10	45.39	46.98
23	1363.40	951.10	107.30	73.20	97	48.77	43.90	46.99
24	1845.70	1278.60	106.20	89.10	97	48.61	45.13	46.87
25	1713.20	1210.00	106.40	75.60	97	48.67	45.00	47.02
26	1808.10	1005.00	106.10	95.50	95	47.39	45.98	48.42
27	1710.60	1024.10	107.60	93.30	95	49.99	46.30	48.23
28	1607.90	1169.60	105.20	89.10	97	48.52	45.38	47.13
29	2143.00	1261.60	106.30	94.10	98	48.11	45.83	46.85
30	2371.30	1601.50	107.70	93.10	95	50.29	47.46	49.30

**Tablo 4.6.** 3BKRT tekniği uygulanan Mide hastalarına ait hesaplamalar

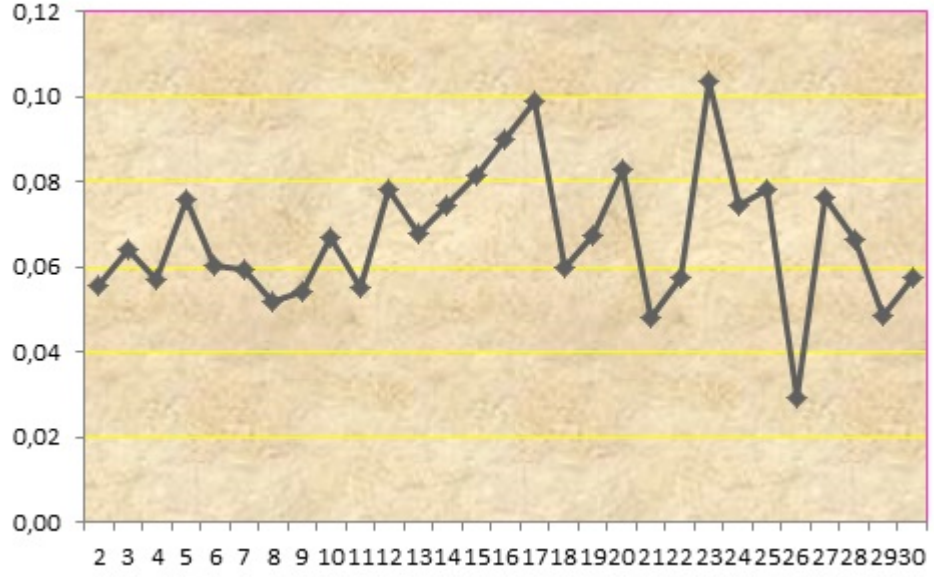
Hasta	CI (VRI/TV)	HI (IMAX/RI)	QC (IMIN/RI)	HI (D%2-D%98)/D%50
1	1.43	1.08	0.96	0.06
2	1.45	1.08	0.91	0.06
3	1.46	1.08	0.89	0.06
4	1.53	1.08	0.92	0.06
5	1.58	1.10	0.96	0.08
6	1.46	1.08	0.93	0.06
7	1.41	1.10	0.92	0.06
8	1.40	1.07	0.92	0.05
9	1.36	1.09	0.91	0.05
10	1.44	1.09	0.91	0.07
11	1.50	1.10	0.94	0.06
12	1.43	1.10	0.90	0.08
13	1.65	1.11	0.96	0.07
14	1.55	1.10	0.90	0.07
15	1.39	1.11	0.82	0.08
16	1.27	1.14	0.96	0.09
17	1.42	1.14	0.81	0.10
18	1.47	1.08	0.92	0.06
19	1.41	1.10	0.92	0.07
20	1.52	1.09	0.75	0.08
21	1.62	1.08	0.99	0.05
22	1.34	1.08	0.95	0.06
23	1.43	1.11	0.75	0.10
24	1.44	1.09	0.92	0.07
25	1.42	1.10	0.78	0.08
26	1.80	1.12	1.01	0.03
27	1.67	1.13	0.98	0.08
28	1.37	1.08	0.92	0.07
29	1.70	1.08	0.96	0.05
30	1.48	1.13	0.98	0.06
Protokol	RTOG PROTOKOLÜ			ICRU 83



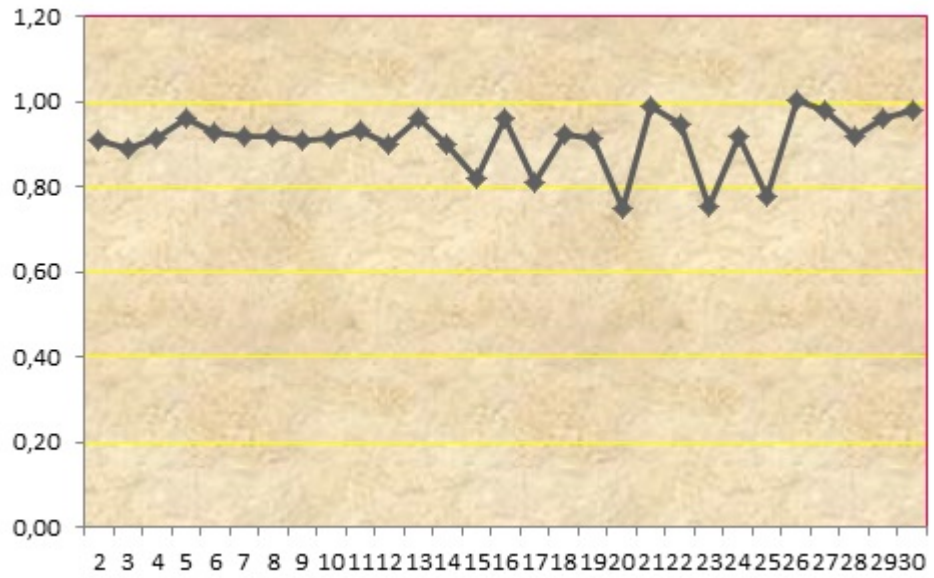
**Şekil 4.25.** Hesaplanan Mide CI değerlerinin grafiksel gösterimi



**Şekil 4.26.** Hesaplanan Mide HI değerlerinin grafiksel gösterimi



**Şekil 4.27.** Hesaplanan Mide HI<sub>ICRU83</sub> değerlerinin grafiksel gösterimi



**Şekil 4.28.** Hesaplanan Mide QC değerlerinin grafiksel gösterimi

Çalışmada Mide kanseri için elde edilen HI ölçüm sonuçları ortalamasına ait güven aralığı (1.089; 1.108)' dir (**Tablo 4.7**). Belirlenen tüm HI değerleri 2' nin altındadır ( $z= 0.550$ ;  $p=0.582$ ).

$HI_{ICRU83}$  ölçümleri için ortalama  $0.067 \pm 0.016$  olarak tespit edilmiştir. İlgili değişken için belirlenen güven aralığı tanımlanan sınırları aşmamaktadır. Tüm değerler belirlenen aralıktadır ( $z = 0.550$ ;  $p = 0.582$ ).

**Tablo 4.7.** HI ve  $HI_{ICRU83}$  ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Mide)

Değişken	min; mak	Ort $\pm$ SS	Ortalama için %95 güven aralığı (alt sınır; üst sınır)	Ortalama için %99 güven aralığı (alt sınır; üst sınır)
<b>HI</b> (IMAX/RI)	1.075; 1.141	1.098 $\pm$ 0.019	(1.091; 1.105)	(1.089; 1.108)
<b><math>HI_{ICRU83}</math></b> (D%2- D%98)/D%58	0.029;0.104	0.067 $\pm$ 0.016	(0.061; 0.073)	(0.059; 0.075)

CI ölçüm değerleri tanımlanan aralıktadır ( $z = 0.550$ ;  $p = 0.582$ , **Tablo 4.8**). QC ölçümü için ortanca 0.919 olarak elde edilmiştir. Verilerin % 13.3' ü ( $n = 4$ ) 0.80 ile 0.90 aralığında yer almaktadır ( $z = 47.158$ ;  $p < 0.001$ ).

**Tablo 4.8.** CI ve QC ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Mide)

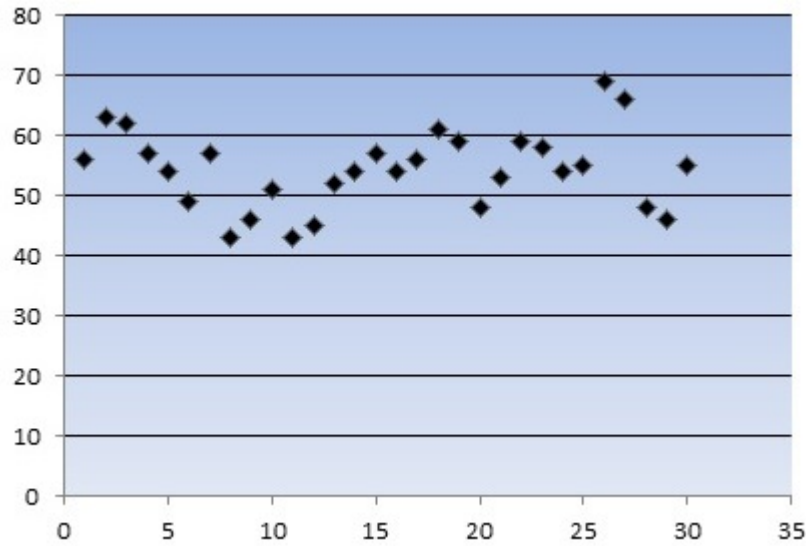
Değişken	min; mak	Ortanca (ÇAG: 3. Çeyreklik-1. Çeyreklik)
<b>CI (VRI/TV)</b>	1.267; 1.799	1.446 (1.536 – 1.415)
<b>QC (IMIN/RI)</b>	0.750; 1.005	0.919 (0.960 – 0.901)

### 4.3. Rektum Kanserine Ait Bulgular

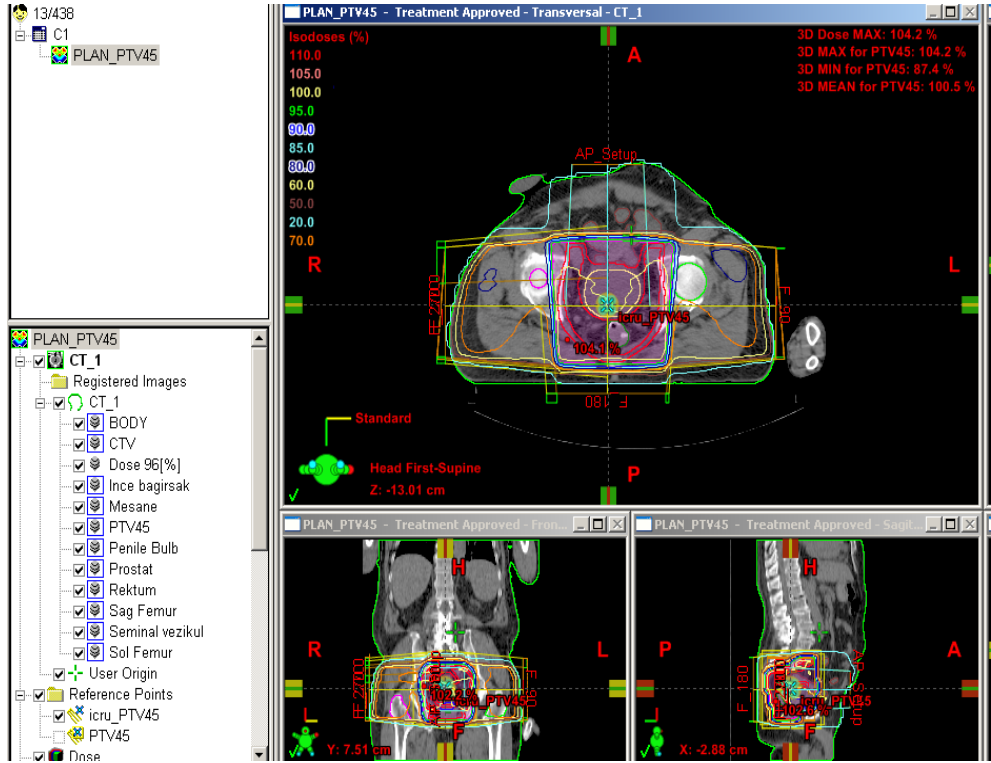
İncelenen, 16 kadın 14 erkek olmak üzere toplam 30 rektum hastasına ait veriler; kullanılan Eclipse tedavi planlama sistemi programından elde edilmiş, elde edilen değerler kullanılarak diğer değerler program sayesinde hesaplatılmıştır. Ayrıca doz volüm histogramları kullanılarak PTV' nin aldığı %2, %50 ve %98 alanına ait doz yüzdeleri histogram üzerinde gösterilmiştir.



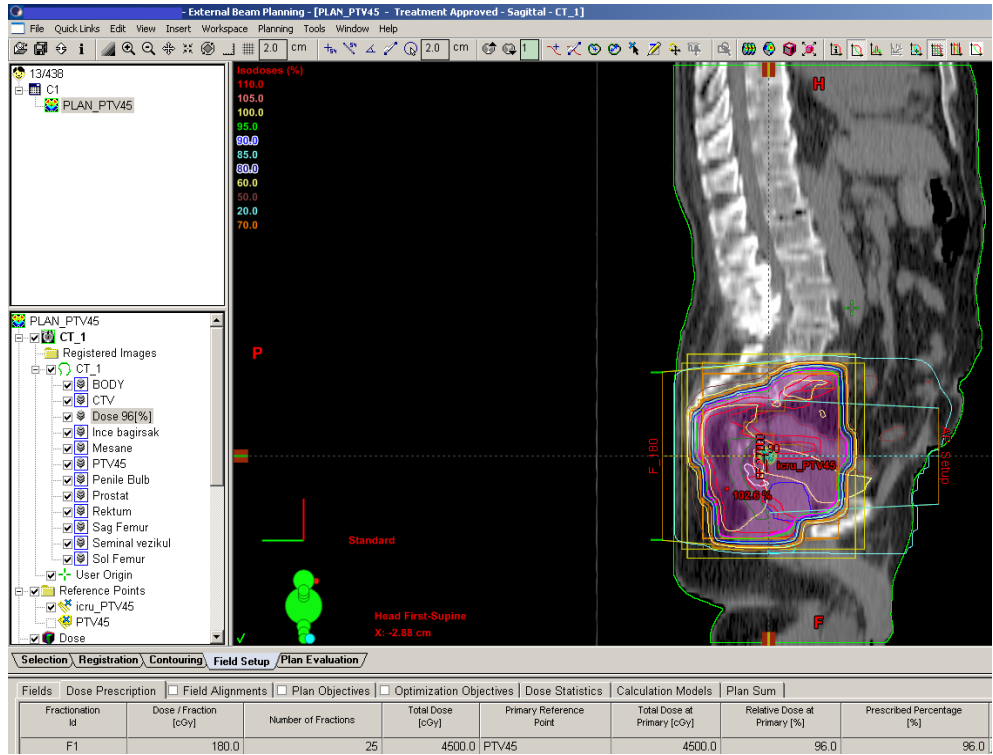
Şekil 4.29. Rektum CA hastalarının yüzde olarak cinsiyet oranı



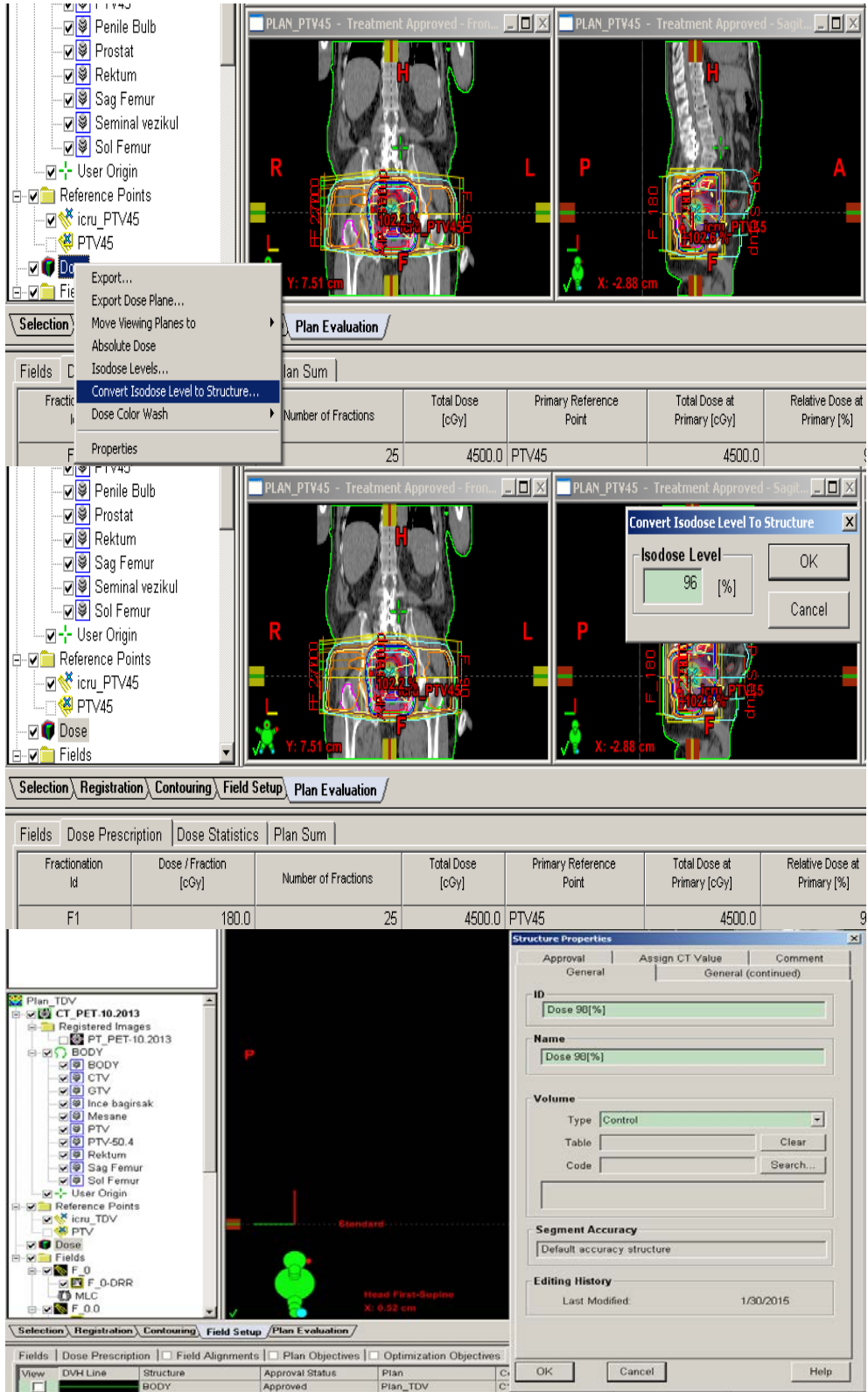
Şekil 4.30. Rektum CA hastalarının yaş dağılımı (ortalama yaş: 54)



Şekil 4.31. 3BKRT tekniği uygulanan Rektum hastasındaki doz değerleri

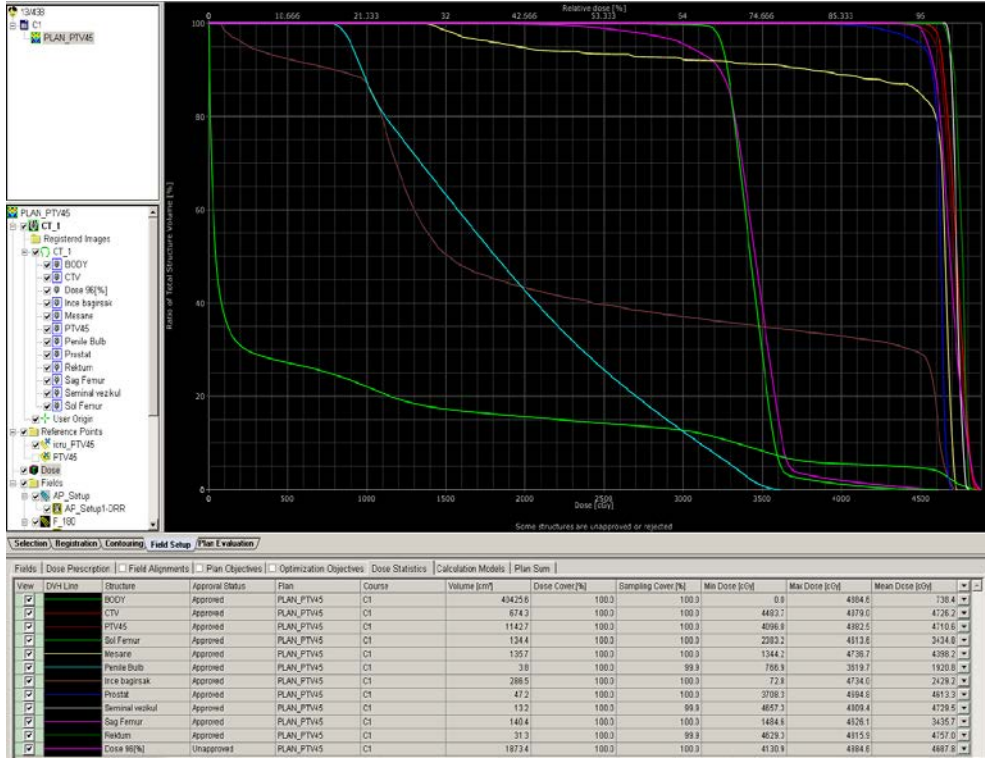


Şekil 4.32. 3BKRT tekniği uygulanan Rektum hastasındaki referans izodoz oranı %96

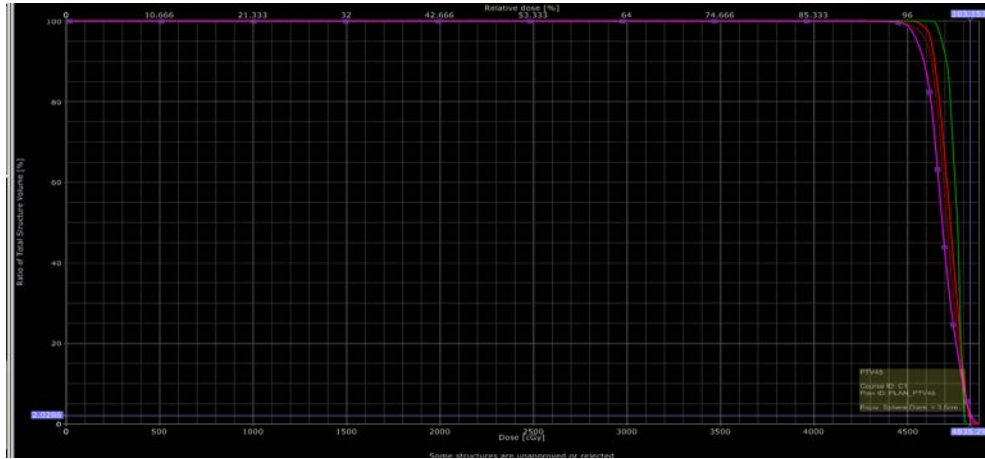


Şekil 4.33. 3BKRT tekniği uygulanan Rektum hastasındaki referans izodoz oranına göre volümün hesaplanması

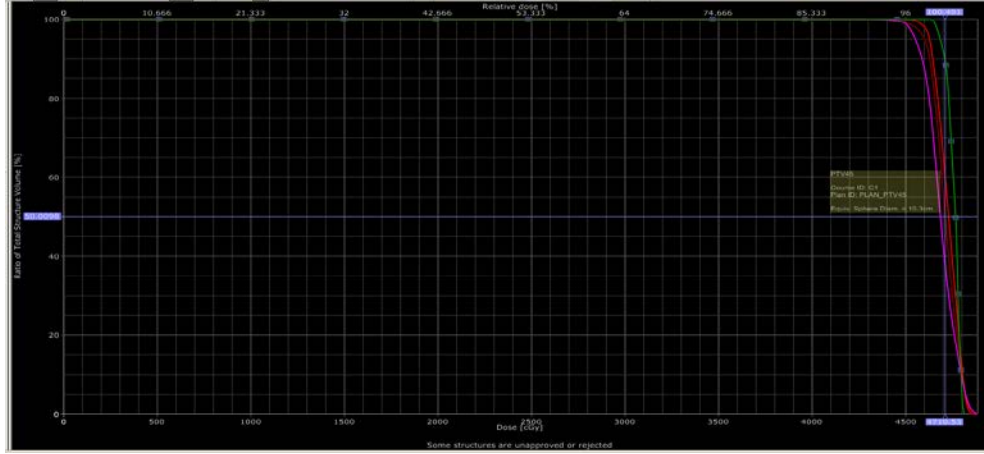




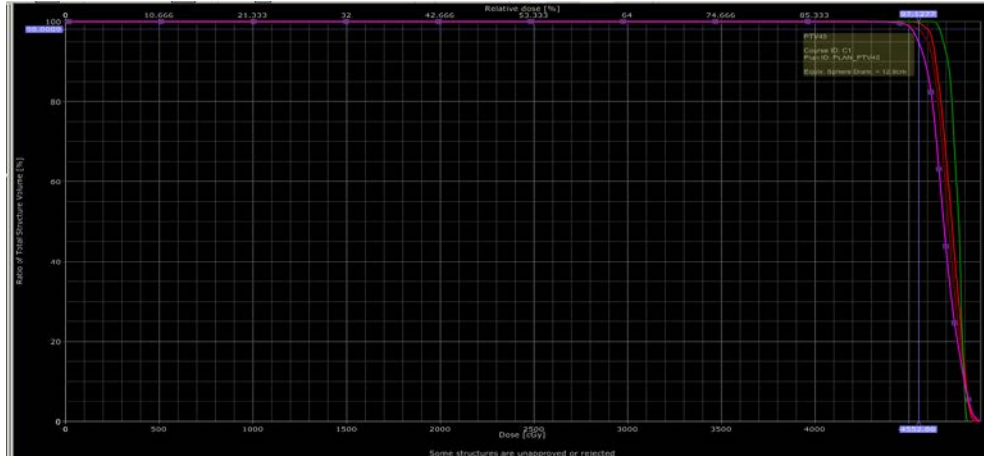
Şekil 4.34. 3BKRT tekniği uygulanan Rektum hastasına ait doz volüm histogramı



Şekil 4.35. PTV' ye ait %2' lik alanın aldığı doz ( %48.3)



Şekil 4.36. PTV' ye ait %50' lik alanın aldığı doz ( %47.1)



Şekil 4.37. PTV' ye ait %98' lik alanın aldığı doz ( %45.5)

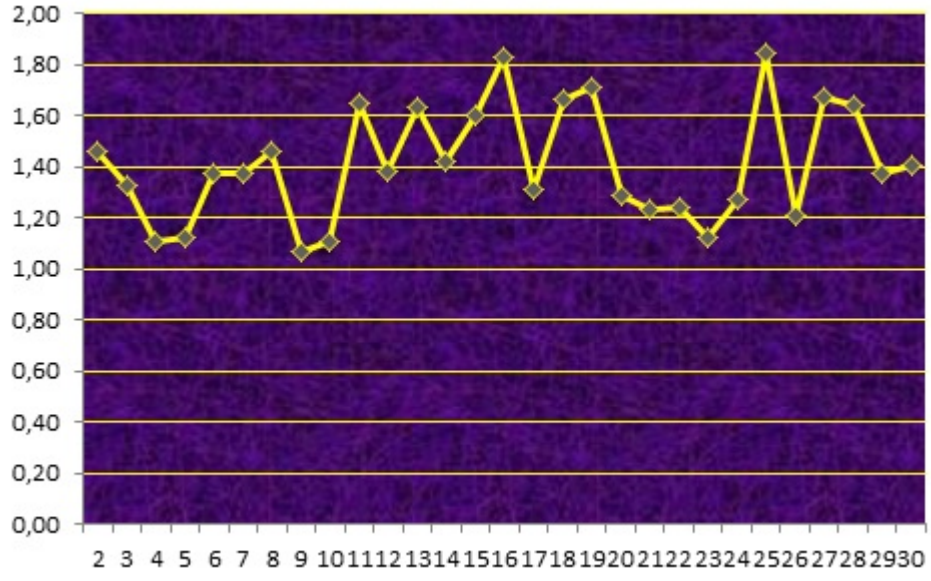
Eclipse programı kullanılarak elde edilen veriler **Tablo 4.9'** da yer almaktadır. **Tablo 4.9'** da yer alan verilere göre CI, HI ve QC değerleri RTOG protokollerine göre hesaplanmıştır (**Tablo 4.10**). Ayrıca doz volüm histogramları kullanılarak elde edilen PTV doz yüzdeleri **Tablo 4.9'** da verilmiş olup bu yüzde değerleri kullanılarak **Tablo 4.10'** da ICRU 83 protokolüne göre HI hesaplanmıştır.

**Tablo 4.9.** 3BKRT tekniği uygulanan Rektum hastalarına ait veriler (Hastaneden alınan)

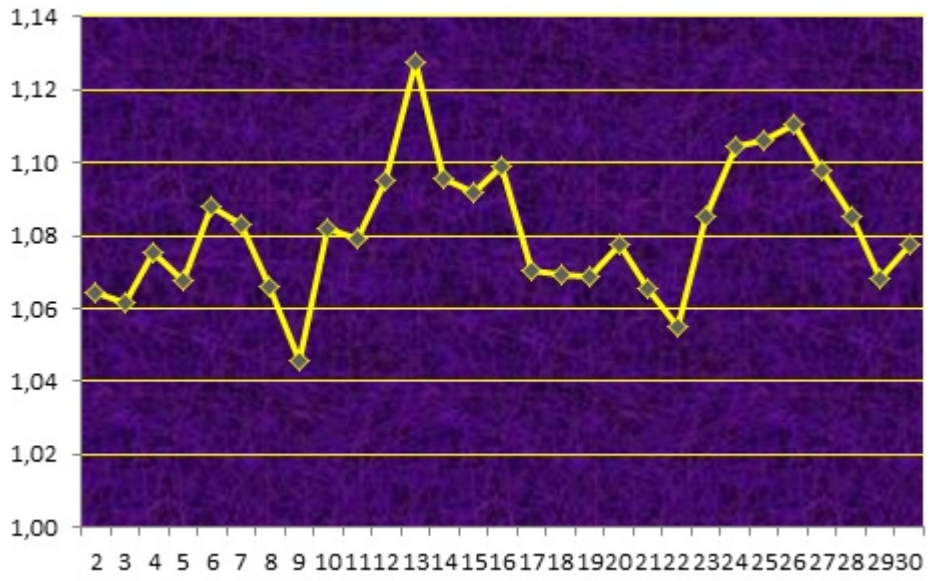
<b>Hasta</b>	<b>VRI</b>	<b>TV</b>	<b>IMAX</b>	<b>IMIN</b>	<b>RI</b>	<b>D%2</b>	<b>D%98</b>	<b>D%50</b>
1	714.60	421.50	110.60	65.20	100	58.22	49.86	54.48
2	2275.60	1560.40	104.30	85.30	98	47.46	44.99	46.64
3	1627.20	1228.40	101.90	89.40	96	47.49	44.79	46.60
4	1598.10	1446.20	104.30	55.10	97	53.60	47.14	51.78
5	1352.00	1200.00	102.50	84.50	96	47.68	43.96	46.60
6	2216.80	1614.80	103.90	92.00	95.5	48.54	45.51	47.56
7	1831.30	1335.60	102.90	84.10	95	48.36	45.39	47.06
8	2196.80	1500.10	103.40	91.00	97	47.64	45.43	46.74
9	1635.20	1527.90	102.50	72.90	98	52.54	49.82	51.59
10	1432.30	1290.90	102.80	78.90	95	48.38	43.39	47.39
11	2566.90	1556.80	104.70	94.30	97	48.22	45.71	47.11
12	1842.00	1335.90	106.20	92.60	97	48.75	44.64	46.52
13	2448.10	1497.90	107.10	94.90	95	49.85	46.60	48.19
14	3226.80	2264.00	106.30	78.80	97	48.69	45.12	47.06
15	1786.00	1116.10	104.80	54.30	96	48.61	45.10	47.20
16	2574.50	1409.50	104.40	92.70	95	49.03	45.81	47.65
17	1825.00	1387.90	104.90	90.30	98	53.55	48.43	51.46
18	1674.80	1004.60	103.70	96.10	97	47.81	46.02	42.26
19	2651.00	1551.60	105.80	93.30	99	47.64	45.42	46.49
20	1499.20	1160.90	105.60	90.40	98	53.79	47.92	51.61
21	1512.90	1229.60	105.50	93.30	99	53.02	49.72	51.10
22	2062.10	1659.70	105.50	95.50	100	49.50	46.78	48.12
23	1633.00	1455.90	104.20	96.20	96	48.58	46.57	47.50
24	2358.20	1855.20	104.90	93.40	95	49.22	46.16	47.85
25	2466.90	1336.40	105.10	92.70	95	49.43	45.98	50.18
26	3032.30	2509.00	106.60	93.50	96	49.01	45.58	47.56
27	2304.80	1375.00	105.40	79.00	96	48.91	45.70	47.44
28	1873.40	1142.70	104.20	87.40	96	48.35	45.52	47.10
29	1926.90	1402.70	104.70	93.00	98	47.37	44.98	46.44
30	2324.00	1648.70	105.60	94.20	98	47.61	45.90	46.53

**Tablo 4.10.** 3BKRT tekniği uygulanan Rektum hastalarına ait hesaplamalar

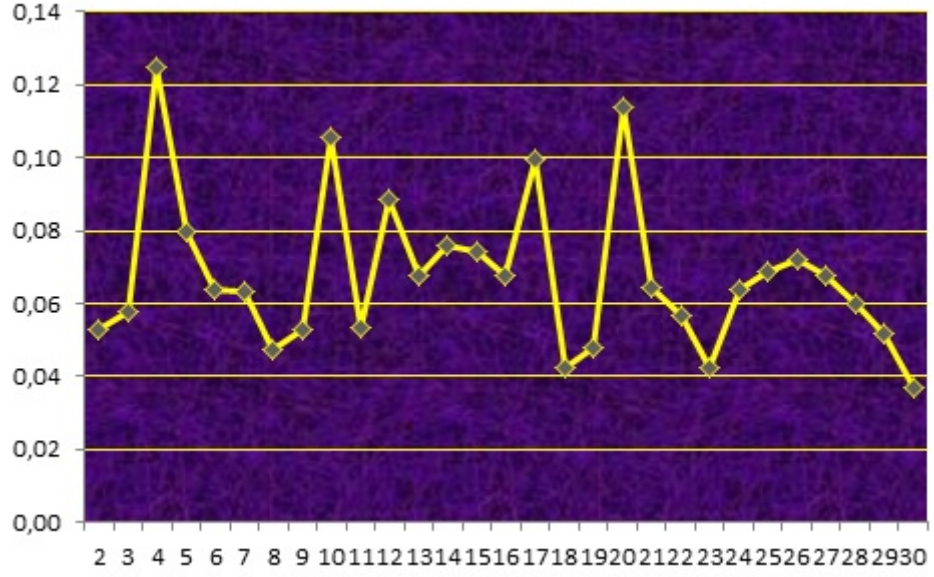
Hasta	CI (VRI/TV)	HI (IMAX/RI)	QC (IMIN/RI)	HI (D%2-D%98)/D%50
1	1.70	1.11	0.65	0.15
2	1.46	1.06	0.87	0.05
3	1.32	1.06	0.93	0.06
4	1.11	1.08	0.57	0.12
5	1.13	1.07	0.88	0.08
6	1.37	1.09	0.96	0.06
7	1.37	1.08	0.89	0.06
8	1.46	1.07	0.94	0.05
9	1.07	1.05	0.74	0.05
10	1.11	1.08	0.83	0.11
11	1.65	1.08	0.97	0.05
12	1.38	1.09	0.95	0.09
13	1.63	1.13	1.00	0.07
14	1.43	1.10	0.81	0.08
15	1.60	1.09	0.57	0.07
16	1.83	1.10	0.98	0.07
17	1.31	1.07	0.92	0.10
18	1.67	1.07	0.99	0.04
19	1.71	1.07	0.94	0.05
20	1.29	1.08	0.92	0.11
21	1.23	1.07	0.94	0.06
22	1.24	1.06	0.96	0.06
23	1.12	1.09	1.00	0.04
24	1.27	1.10	0.98	0.06
25	1.85	1.11	0.98	0.07
26	1.21	1.11	0.97	0.07
27	1.68	1.10	0.82	0.07
28	1.64	1.09	0.91	0.06
29	1.37	1.07	0.95	0.05
30	1.41	1.08	0.96	0.04
Protokol	RTOG PROTOKOLÜ			ICRU 83



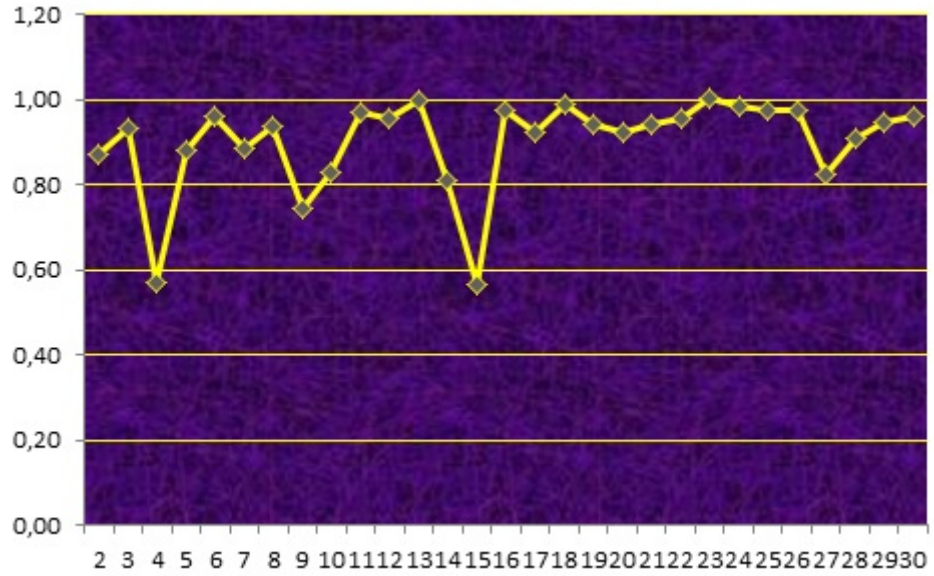
**Şekil 4.38.** Hesaplanan Rektum CI değerlerinin grafiksel gösterimi



**Şekil 4.39.** Hesaplanan Rektum HI değerlerinin grafiksel gösterimi



**Şekil 4.40.** Hesaplanan Rektum HI<sub>ICRU83</sub> değerlerinin grafiksel gösterimi



**Şekil 4.41.** Hesaplanan Rektum QC değerlerinin grafiksel gösterimi

Çalışmada CI ölçüm değerine ait ortalama  $1.421 \pm 0.226$ ' dır (**Tablo4. 11**). Tüm değerler tanımlanan aralıktadır ( $z=0.550$ ;  $p=0.582$ ). HI ölçümlerine ait minimum değer 1.046, maksimum değer 1.127' dir. Benzer şekilde, HI ölçümleri belirlenen 2 değerinin altındadır ( $z=0.550$ ;  $p=0.582$ ).

**Tablo 4.11.** CI ve HI ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Rektum)

Değişken	min; mak	Ort±SS	Ortalama için %95 güven aralığı (alt sınır; üst sınır)	Ortalama için %99 güven aralığı (alt sınır; üst sınır)
CI (VRI/TV)	1.070; 1.846	1.421±0.226	(1.336; 1.505)	(1.307; 1.534)
HI (IMAX/RI)	1.046; 1.127	1.082±0.018	(1.076; 1.089)	(1.073; 1.092)

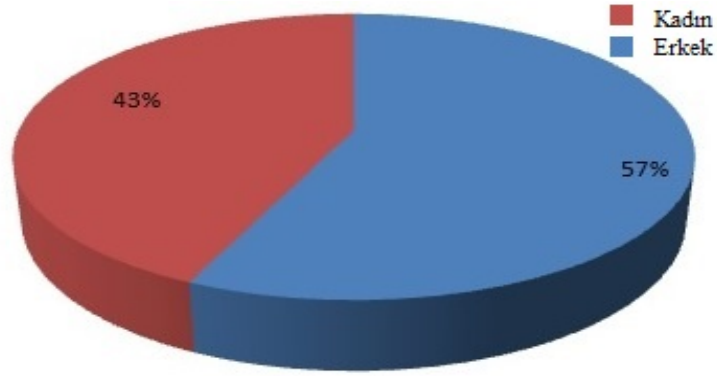
QC ölçüm değerlerinin % 20' si (n=6) tanımlanan aralıklardadır (z=43.488; p<0.001). Ortanca değer 0.940 olarak elde edilmiştir (**Tablo 4.12**). HI<sub>ICRU83</sub> ölçümleri belirlenen aralıktadır (z=0.550; p=0.582).

**Tablo 4.12.** QC ve HI<sub>ICRU83</sub> ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Rektum)

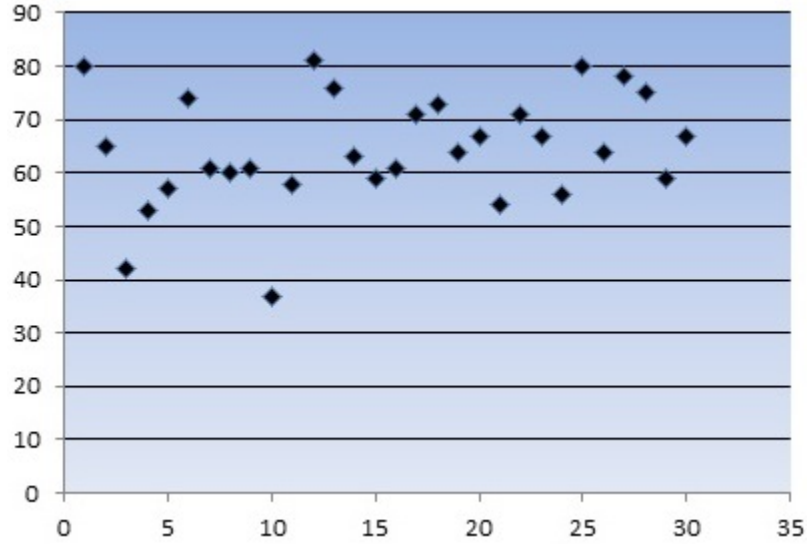
Değişken	min; mak	Ortanca (ÇAG: 3. Çeyreklik-1. Çeyreklik)
QC (IMIN/RI)	0.566; 1.002	0.940 (0.973 – 0.860)
HI <sub>ICRU83</sub> (D%2-D%98)/D%58	0.037; 0.153	0.064 (0.077 – 0.053)

#### 4.4. Beyin Tümörüne Ait Bulgular

İncelenen, 13 kadın 17 erkek olmak üzere toplam 30 beyin tümörü hastasına ait veriler; kullanılan Eclipse tedavi planlama sistemi programından elde edilmiş, elde edilen değerler kullanılarak diğer değerler program sayesinde hesaplatılmıştır. Ayrıca doz volüm histogramları kullanılarak PTV' nin aldığı %2, %50 ve %98 alanına ait doz yüzdeleri histogram üzerinde gösterilmiştir.

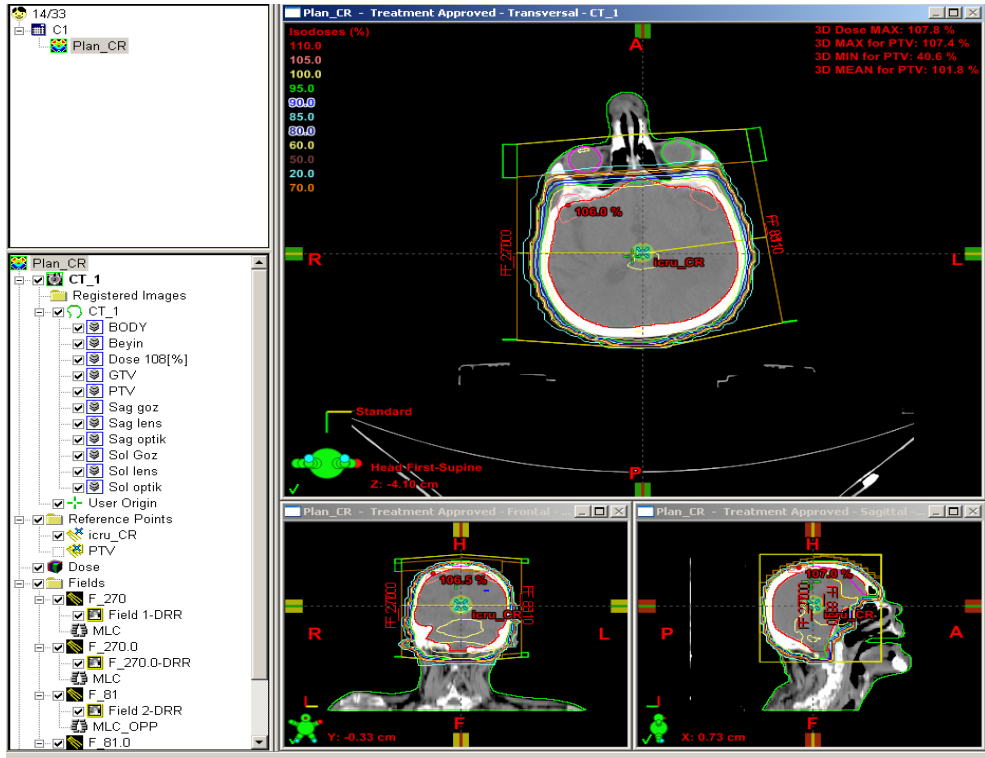


Şekil 4.42. Beyin tümörü hastalarının yüzde olarak cinsiyet oranı

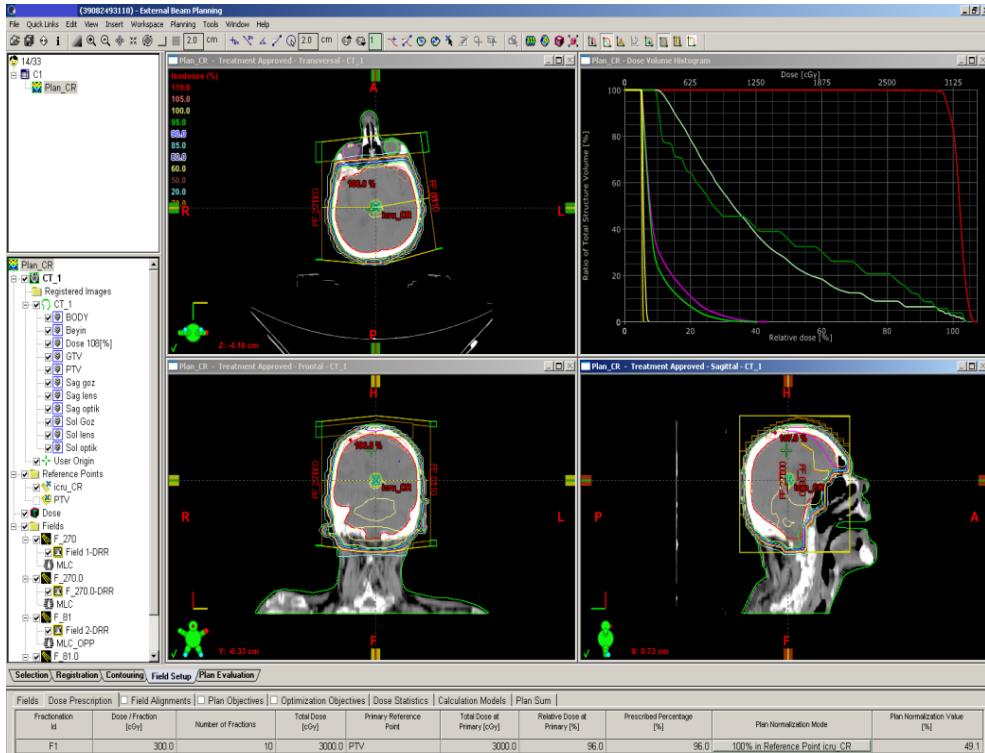


Şekil 4.43. Beyin tümörü hastalarının yaş dağılımı (ortalama yaş: 64)

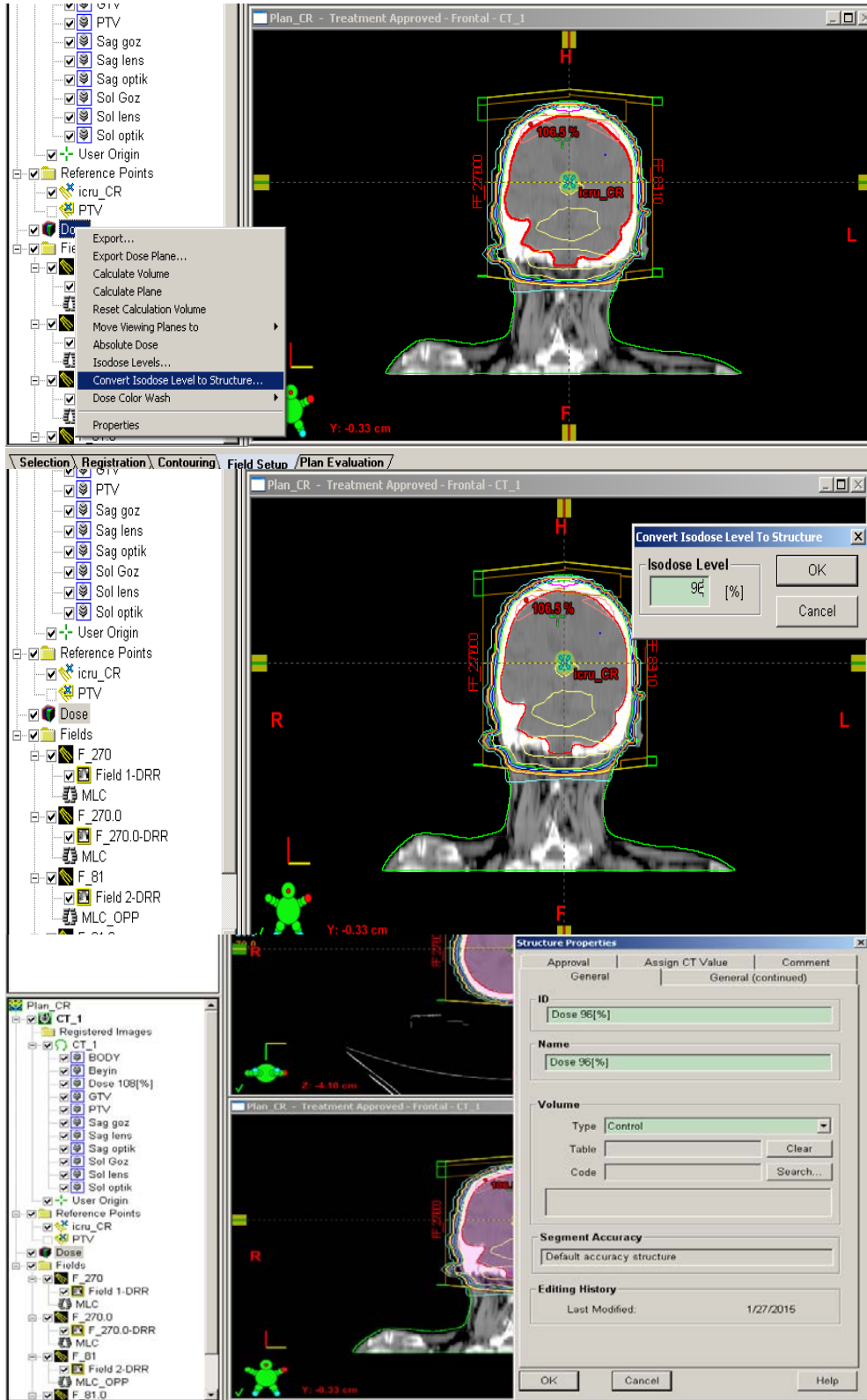




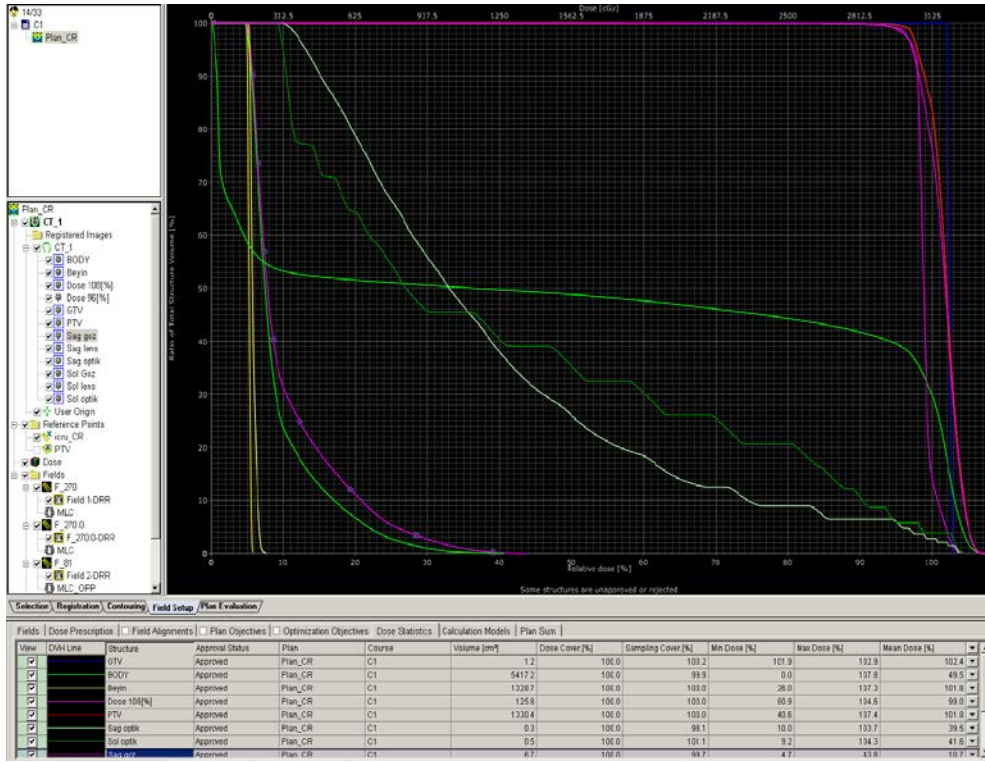
Şekil 4.44. 3BKRT tekniği uygulanan Beyin tümörü hastasındaki doz değerleri



Şekil 4.45. 3BKRT tekniği uygulanan Beyin tümörü hastasındaki referans izodoz oranı %96



**Şekil 4.46.** 3BKRT tekniği uygulanan Beyin tümörü hastasındaki referans izodoz oranına göre volümün hesaplanması



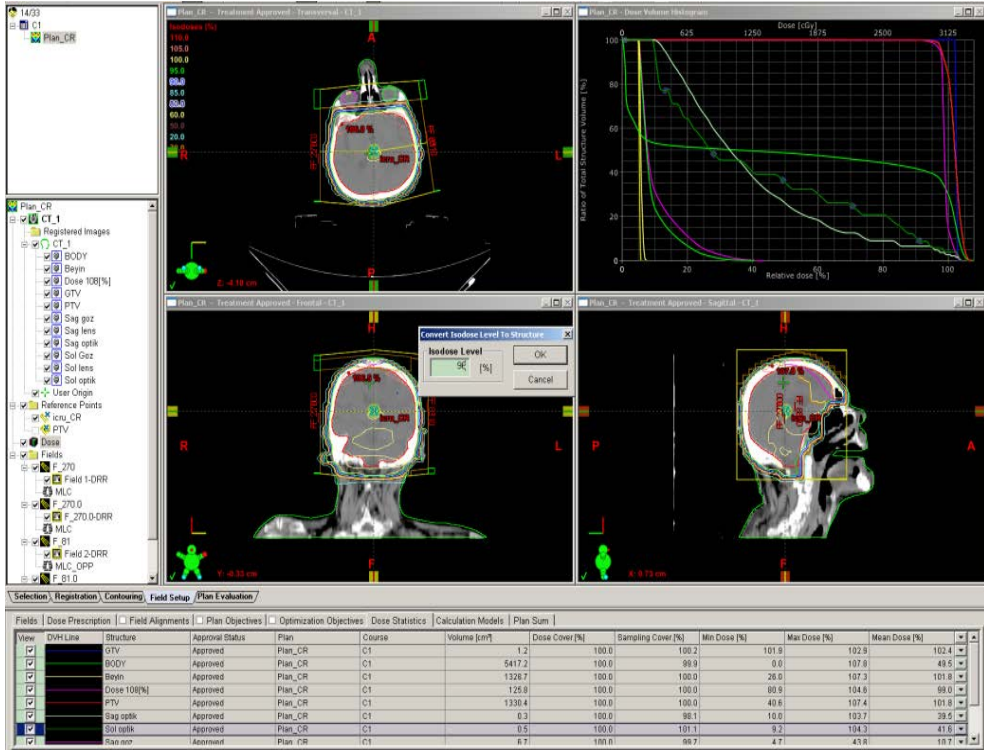
Şekil 4.47. 3BKRT tekniği uygulanan Beyin tümörü hastasına ait doz volüm histogramı



Şekil 4.48. PTV' ye ait %2' lik alanın aldığı doz ( %32.9)



Şekil 4.49. PTV' ye ait %50' lik alanın aldığı doz (%31.8)



Şekil 4.50. PTV, GTV, Sağ optik, sol optik alanlarına ait doz volüm histogramı

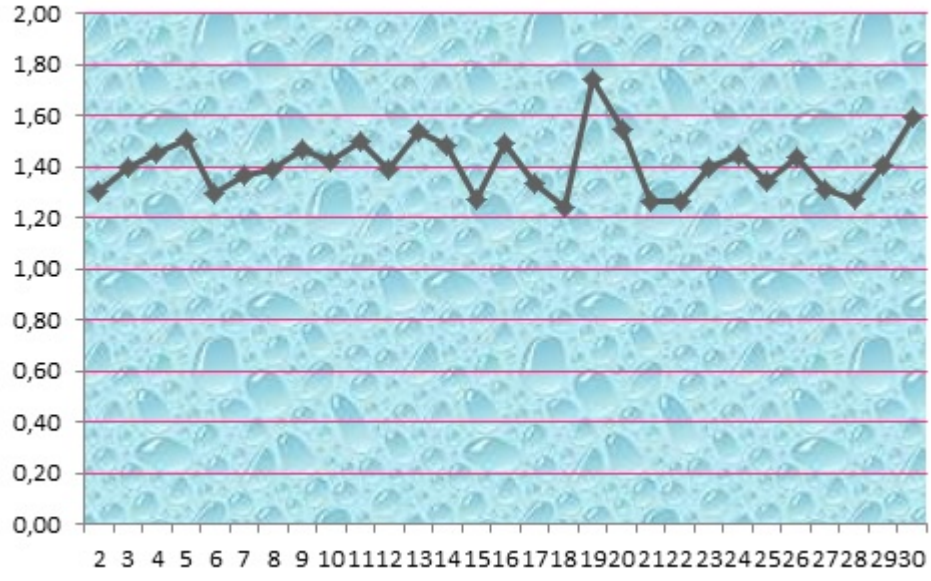
Eclipse programı kullanılarak elde edilen veriler **Tablo 4.13'** de yer almaktadır. **Tablo 4.13'** de yer alan verilere göre CI, HI ve QC değerleri RTOG protokollerine göre hesaplanmıştır (**Tablo 4.14**). Ayrıca doz volüm histogramları kullanılarak elde edilen PTV doz yüzdeleri **Tablo 4.13'** de verilmiş olup bu yüzde değerleri kullanılarak **Tablo 4.14'** de ICRU 83 protokolüne göre HI hesaplanmıştır.

**Tablo 4.13.** 3BKRT tekniği uygulanan Beyin tümörü hastalarına ait veriler  
(Hastaneden alınan)

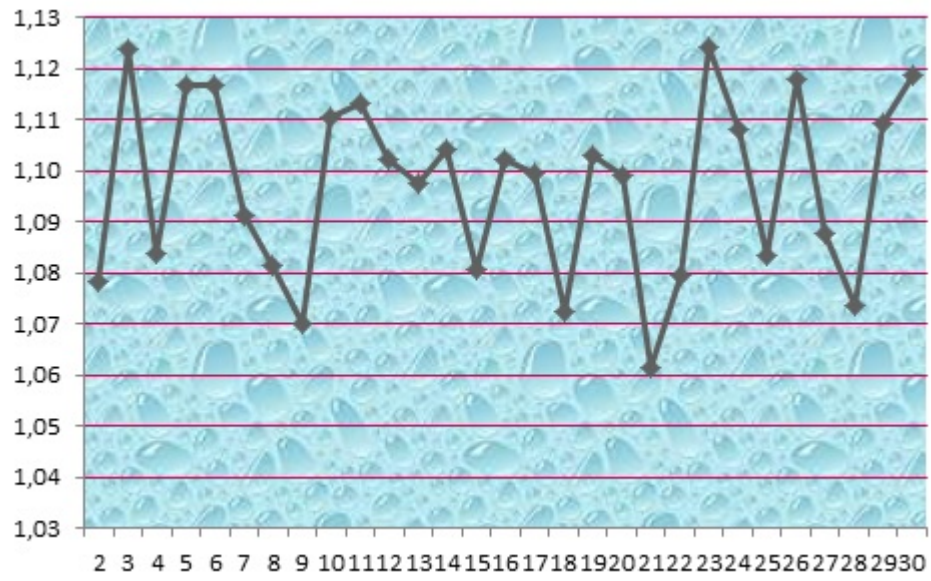
<b>Hasta</b>	<b>VRI</b>	<b>TV</b>	<b>IMAX</b>	<b>IMIN</b>	<b>RI</b>	<b>D%2</b>	<b>D%98</b>	<b>D%50</b>
1	1742.10	1327.90	105.50	36.70	98	32.01	30.34	31.39
2	1457.10	1117.90	103.50	61.90	96	32.11	30.55	31.48
3	1999.50	1433.00	109.00	31.00	97	32.84	30.26	31.74
4	2043.00	1407.60	107.30	48.60	99	32.24	30.41	31.26
5	1928.80	1278.00	106.10	79.10	95	33.15	30.47	32.28
6	2000.60	1546.40	106.10	48.10	95	33.07	30.23	32.25
7	1483.20	1084.10	106.40	14.10	97.5	32.13	30.31	31.41
8	1658.10	1190.80	106.00	61.20	98	32.15	30.47	31.37
9	1844.10	1258.40	105.40	68.70	98.5	31.82	30.44	31.07
10	1976.80	1391.10	105.50	79.90	95	32.96	30.51	32.15
11	2166.50	1443.40	106.30	80.60	95.5	32.97	30.51	32.19
12	1633.80	1175.90	105.80	12.10	96	32.71	30.22	31.87
13	1726.00	1119.90	105.90	78.30	96.5	32.69	30.33	31.74
14	1710.30	1154.40	104.90	19.70	95	32.93	30.28	32.04
15	1858.60	1459.60	105.90	58.50	98	31.99	30.33	31.18
16	1832.20	1230.50	104.70	60.00	95	32.80	30.17	32.18
17	1987.90	1488.70	106.10	67.20	96.5	32.69	30.23	31.90
18	1611.70	1302.80	105.10	72.70	98	31.82	30.12	31.30
19	2425.10	1391.00	107.00	73.80	97	32.60	30.39	31.80
20	2193.70	1416.50	106.60	83.90	97	32.69	30.50	31.59
21	1646.70	1298.80	105.10	51.20	99	31.61	30.27	31.01
22	1422.90	1128.70	104.70	58.70	97	32.17	30.31	31.47
23	1898.50	1357.10	106.80	40.30	95	33.22	30.62	32.23
24	1954.10	1349.70	106.40	45.40	96	33.02	30.44	31.91
25	1715.20	1280.80	105.10	57.60	97	32.19	30.45	31.48
26	1820.70	1265.00	106.20	51.60	95	32.99	30.38	32.29
27	1670.70	1275.70	105.50	77.10	97	32.23	30.55	31.48
28	1797.70	1413.40	105.20	26.60	98	31.83	30.37	31.17
29	1905.80	1352.00	105.40	37.70	95	32.98	30.43	32.25
30	2117.70	1330.40	107.40	40.60	96	32.99	30.37	31.86

**Tablo 4.14.** 3BKRT tekniği uygulanan Beyin tümörü hastalarına ait hesaplamalar

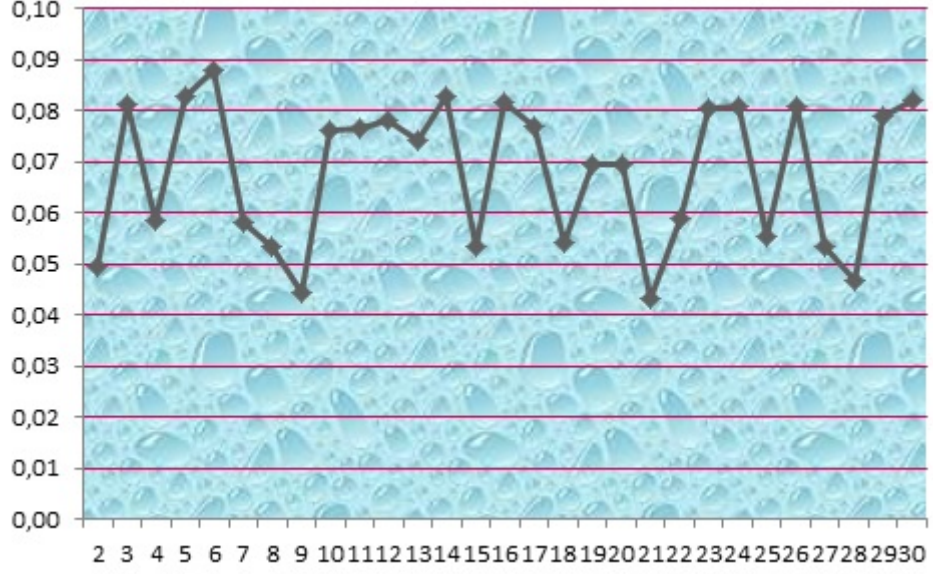
Hasta	CI (VRI/TV)	HI (IMAX/RI)	QC (IMIN/RI)	HI (D%2-D%98)/D%50
1	1.31	1.08	0.37	0.05
2	1.30	1.08	0.64	0.05
3	1.40	1.12	0.32	0.08
4	1.45	1.08	0.49	0.06
5	1.51	1.12	0.83	0.08
6	1.29	1.12	0.51	0.09
7	1.37	1.09	0.14	0.06
8	1.39	1.08	0.62	0.05
9	1.47	1.07	0.70	0.04
10	1.42	1.11	0.84	0.08
11	1.50	1.11	0.84	0.08
12	1.39	1.10	0.13	0.08
13	1.54	1.10	0.81	0.07
14	1.48	1.10	0.21	0.08
15	1.27	1.08	0.60	0.05
16	1.49	1.10	0.63	0.08
17	1.34	1.10	0.70	0.08
18	1.24	1.07	0.74	0.05
19	1.74	1.10	0.76	0.07
20	1.55	1.10	0.86	0.07
21	1.27	1.06	0.52	0.04
22	1.26	1.08	0.61	0.06
23	1.40	1.12	0.42	0.08
24	1.45	1.11	0.47	0.08
25	1.34	1.08	0.59	0.06
26	1.44	1.12	0.54	0.08
27	1.31	1.09	0.79	0.05
28	1.27	1.07	0.27	0.05
29	1.41	1.11	0.40	0.08
30	1.59	1.12	0.42	0.08
Protokol	RTOG PROTOKOLÜ			ICRU 83



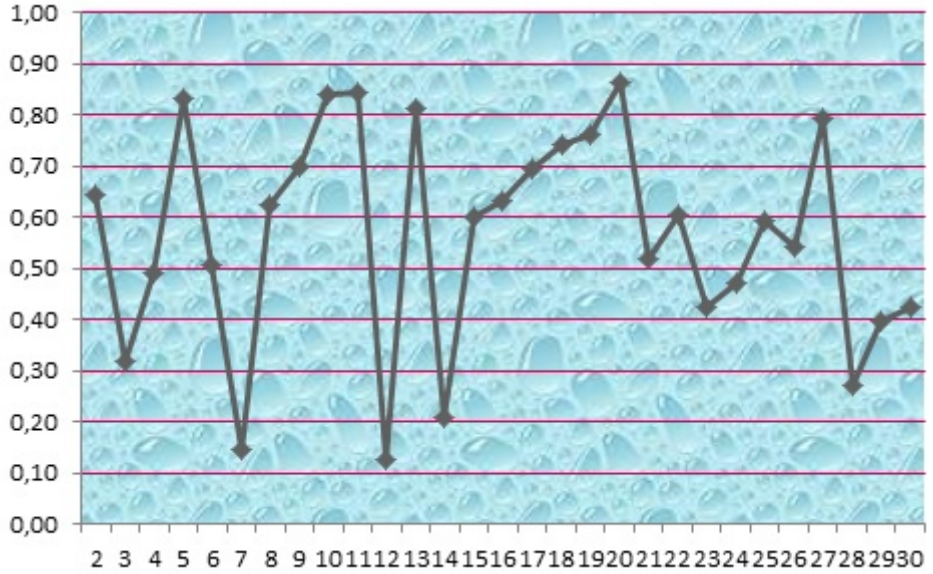
Şekil 4.51. Hesaplanan Beyin tümörü CI değerlerinin grafiksel gösterimi



Şekil 4.52. Hesaplanan Beyin tümörü HI değerlerinin grafiksel gösterimi



**Şekil 4.53.** Hesaplanan Beyin tümörü HI<sub>ICRU83</sub> değerlerinin grafiksel gösterimi



**Şekil 4.54.** Hesaplanan Beyin tümörü QC değerlerinin grafiksel gösterimi

Çalışmada Beyin tümörü için elde edilen CI, HI ve QC ölçüm değerleri için belirlenen güven aralığı verilmiştir (**Tablo 4.15**). CI ölçümü için elde edilen ortalama  $1.406 \pm 0.115$  VRI/TV' dir. CI ölçümü için ortalama değere ait % 99 güven aralığı (1.348; 1.464) olarak belirlenmiştir. Tüm değerler tanımlanan aralıktadır ( $z=0.550$ ;  $p=0.582$ ). Benzer şekilde HI değerleri tanımlanan sınır değerin altındadır ( $z=0.550$ ;  $p=0.582$ ).



QC ölçümü için belirlenen ortalama  $0.560 \pm 0.213$ ' tür. İlgili ortalama için belirlenen güven aralığı sınırları içermemektedir. Verilerin %16.7' si ( $n=5$ ) tanımlanan aralıktadır ve bu oran 0.99' dan anlamlı düzeyde düşüktür ( $z=45.323$ ;  $p<0.001$ ).

**Tablo 4.15.** CI, HI ve QC ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Beyin)

Değişken	min; mak	Ort±SS	Ortalama için %95 güven aralığı (alt sınır; üst sınır)	Ortalama için %99 güven aralığı (alt sınır; üst sınır)
CI (VRI/TV)	1.237; 1.743	1.406±0.115	(1.363; 1.449)	(1.348; 1.464)
HI (IMAX/RI)	1.062; 1.124	1.096±0.018	(1.090; 1.103)	(1.087; 1.105)
QC (IMIN/RI)	0.126; 0.865	0.560±0.213	(0.480; 0.640)	(0.453; 0.668)

$HI_{ICRU83}$  için minimum değer 0.043, maksimum değer 0.088' dir (Tablo 4.16). Hiçbir değer belirlenen sınırın dışında değildir ( $z=0.550$ ;  $p=0.582$ ).

**Tablo 4.16.**  $HI_{ICRU83}$  ölçümlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler (Beyin)

Değişken	min; mak	Ortanca (ÇAG: 3. Çeyreklik-1. Çeyreklik)
$HI_{ICRU83}$ (D%2-D%98)/D%58	0.043; 0.088	0.072 (0.081 – 0.054)

## 5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi tekniği kullanılarak, radyoterapi uygulanan 5 kadın, 25 erkek olmak üzere 30 Akciğer kanseri hastası; 11 kadın, 19 erkek olmak üzere 30 Mide kanseri hastası; 13 kadın, 17 erkek olmak üzere 30 Beyin tümörü hastası ve 16 kadın, 14 erkek olmak üzere 30 Rektum kanseri hastası dikkate alınarak toplam 120 hastanın tedavi planları incelenmiştir. Bu inceleme sonucunda hastalara uygulanan tedavi tekniğinin ne doğrulukta olduğu saptanmış olup incelenen her grubun kendi içerisinde ve incelenen tüm hastalarda genel olarak kadın erkek cinsiyet oranı ile yaş ortalamaları belirlenmiştir.

Hastalık gruplaması yapmadan incelenen 120 kanser hastası dikkate alındığında kanser hastalığının erkeklerde görülme oranı %62, kadınlarda %38 olarak hesaplanmıştır. İncelenen hastalık grupları içerisinde Akciğer kanserinin erkeklerde kadınlardan 5 kat daha fazla görüldüğü, kadınlarda ise erkeklere göre sadece Rektum kanserinin görülme olasılığının daha fazla olduğu saptanmış olup bu fark %6 olarak hesaplanmıştır. Kadın hastalarda; Rektum CA görülme oranı %36, Beyin tümörü görülme oranı %29, Mide CA görülme oranı %24 ve Akciğer CA görülme oranı %11 olarak hesaplanmış olup Rektum CA kadın hastalarda en sık görülen kanser türü olarak belirlenmiştir. Erkek hastalarda ise; Akciğer CA görülme oranı %33, Mide CA görülme oranı %25, Beyin tümörü görülme oranı %23 ve Rektum CA görülme oranı %19 olarak hesaplanmış olup Akciğer CA erkek hastalarda en sık görülen kanser türü olarak belirlenmiştir.

İncelenen hastalarda yaş ortalamaları dikkate alındığında erken yaşlarda görülme olasılığı en fazla kanser türü Rektum CA olarak tespit edilmiştir. Rektum CA' yı sırasıyla Mide CA ve Akciğer CA takip etmiştir. İlerleyen yaşlarda ise Beyin tümörünün görülme olasılığının birinci sırada olduğu görülmüştür.

3BKRT tekniği kullanılarak yapılan planlamalarda PTV, GTV, CTV, IM, SM ve TV parametreleri tanımlanmış, bu değerler ile kritik organlar da dahil olmak üzere doz volüm histogramlarında aldığı değerler dikkate alınarak RTOG protokolüne göre

'Conformity Index: CI', 'Homojenite Index: HI' ve 'Quality of Coverage- Kapsama kalitesi: QC' değerleri hesaplanmış ve istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

RTOG protokolünde; Conformity Index değerinin 1 ile 2 arasında olması gerektiği bulunan değerin 1' e ne kadar yakınsa o kadar iyi olduğu, Homojenite Index değerinin 2 dahil 2' den küçük olması gerektiği, Quality of Coverage değerinin ise %80 ile %90 arasında olması gerektiği ve %100 değerine ulaşması pratikte çok fazla mümkün olmadığı üst sınır getirilmediği fakat %80 değerinden maksimum sapmalar söz konusu olduğunda tedavinin kabul edilemeyeceği belirtilmiştir. Yapılan çalışmada her hastalık grubuna göre bu üç parametre değerleri tek tek hesaplanmıştır. 120 hastaya ait değerler tek tek yorumlanamayacağından dolayı bu parametrelerin ortalama değerleri ile standart sapma değerleri bulunmuş, buna göre yorum yapılması uygun görülmüştür.

Hesaplanan parametre değerlerinin sonucunda;

Akciğer kanseri hastaları için ortalama Conformity Index değeri;  $CI_{ort} = 1.455 \pm 0.143$  olarak hesaplanmış olup, yapılan tedavi planları genel olarak RTOG protokolleri ile uyum içerisinde. Akciğer kanseri hasta grubundaki 8 numaralı hastanın planında  $CI = 1.21$  olarak hesaplandığından dolayı en iyi CI değeri sağlanmış; fakat 26 numaralı hastanın planında  $CI = 1.86$  olarak hesaplandığından dolayı hesaplanan CI' lar içerisinde en kötü olanıdır. Akciğer kanseri hastalarının ortalama Homojenite Index değeri;  $HI_{ort} = 1.093 \pm 0.015$  olarak hesaplanmıştır. Hesaplanan HI değeri 2'den küçük olduğu için yapılan tedavi planları genel olarak protokollere uygundur. 1 ve 12 numaralı hastalarda  $HI = 1.065$  olarak hesaplanmış olup yapılan planının doz homojenitesi oldukça iyidir, aynı zamanda 19 numaralı hasta için  $HI = 1.12$  olarak hesaplanmış olup doz homojenitesinin diğer hastalara göre daha kötü olduğu görülmüştür. Ama yine de protokollerde belirtilen aralıkta yer aldığından bu plan da doz homojenitesi bakımından gayet iyi bir plan olarak nitelendirilebilir. ICRU 83' e göre HI değeri 0' a yaklaştıkça PTV' deki doz dağılımının oldukça homojen olduğu ifade edilmektedir. Hesaplamalar sonucu ICRU 83' e göre Akciğer kanseri hastaları için  $HI_{ort} = 0.10 \pm 0.08$  olarak hesaplanmış olup HI değerinin ICRU 83 protokolüne de uygun olduğu görülmüştür. İncelenen Akciğer

kanseri hasta grubundaki 1 numaralı hasta için  $HI_{ICRU83} = 0.04$  olarak hesaplanmış ve bu hastanın tedavi planının en iyi doz homojenitesine sahip olduğu görülmüştür. Son olarak Akciğer hastaları için  $QC_{ort} = \%85 \pm \%17$  olarak hesaplanmıştır. Bu durumda Akciğer hastaları için QC değeri dikkate alınıp yapılan tedavi planlarının genel olarak protokole uygun olduğu belirlenmiştir. İncelenen hastaların içerisinde 8 numaralı hasta için  $QC = \%90$  olarak hesaplanmış ve incelenen tedavi planlarının içerisinde verilen dozun tümör alanını en iyi sardığı; kapsam kalitesinin en iyi olduğu plan olarak kabul edilmiştir. Diğer yandan 20 numaralı hastaya ait planda  $QC = \%35$  olarak hesaplanmış bu yüzden sarma kalitesi en kötü plan olarak nitelendirilmiştir.

Akciğer CA hastalarına ait yapılan bu plan değerlendirmesinde ortalama değerler RTOG ve ICRU 83 protokolüne uygun olarak bulunmuş ve kliniğin uyguladığı tedavi kalitesinin iyi olduğu görülmüştür.

Mide kanseri hastaları için ortalama Conformity Index değeri;  $CI_{ort} = 1.48 \pm 0.12$  olarak hesaplanmış olup, yapılan tedavi planları genel olarak RTOG protokolleri ile uyum içerisinde. Mide kanseri hasta grubundaki 16 numaralı hastanın planında  $CI = 1.27$  olarak hesaplanmış ve en iyi CI olarak belirlenmiştir; fakat 26 numaralı hastanın planında  $CI = 1.80$  olarak hesaplanmış ve bu değer CI' lar içerisinde en kötü değer olarak belirlenmiştir. Mide kanseri hastalarının ortalama Homojenite Index değeri;  $HI_{ort} = 1.10 \pm 0.02$  olarak hesaplanmış olup, hesaplanan HI değeri 2'den küçük olduğu için yapılan tedavi planları genel olarak protokollere uygundur. 8 numaralı hastaya ait planda  $HI = 1.07$  olarak hesaplanmış ve yapılan planının doz homojenitesi oldukça iyi kabul edilmiştir. Fakat 16 ve 17 numaralı hastalar için  $HI = 1.14$  olarak hesaplanmış olup doz homojenitesinin diğer hastalara göre daha kötü olduğu görülmüştür. Ama yine de protokollerde belirtilen aralıkta yer aldığından bu plan da doz homojenitesi bakımından gayet iyi bir plan olarak nitelendirilebilir. Hesaplamalar sonucu ICRU 83' e göre Mide kanseri hastaları için  $HI_{ort} = 0.07 \pm 0.01$  olarak hesaplanmış ve HI değerinin ICRU 83 protokolüne de uygun olduğu görülmüştür. İncelenen Mide kanseri hastalarından 26 numaralı hasta için  $HI = 0.03$  olarak elde edilmiş olup bu hastanın tedavi planının en iyi doz homojenitesine sahip olduğu görülmüştür. Son olarak Mide hastaları için  $QC_{ort} = \%91 \pm \%0.06$  olarak hesaplanmıştır. Bu durumda Mide hastaları için QC değeri

protokolde öngörülen aralıktan minimum sapma göstermektedir fakat bu sapma negatif yönde olmadığından elde edilen QC değeri protokole aykırı değildir ve tedavi planı kabul edilebilir özelliktedir. İncelenen hasta grubundaki 12 ve 14 numaralı hastalar için hesaplanan QC = %90 olduğundan incelenen tedavi planlarının içerisinde verilen dozun tümör alanını en iyi saran ve kapsam kalitesi en iyi olan plana sahiptir. Fakat 20 ve 23 numaralı hastalara ait planda QC = %75 olarak hesaplanmış olup bu planlar sarma kalitesi bakımından en kötü plan olarak değerlendirilmiştir.

Mide hastalarına ait yapılan bu plan değerlendirmesinde ortalama değerler RTOG ve ICRU 83 protokolüne uygun olarak bulunmuş ve kliniğin uyguladığı tedavi kalitesinin iyi olduğu görülmüştür.

Rektum kanseri hastaları için ortalama Conformity Index değeri;  $CI_{ort} = 1.42 \pm 0.23$  olarak hesaplanmış olup, yapılan tedavi planları genel olarak RTOG protokolleri ile uyum içerisinde. Rektum kanseri hasta grubundaki 4 ve 10 numaralı hasta planında  $CI = 1.11$  olarak hesaplanmış ve en iyi CI değeri elde edilmiştir. Fakat 25 numaralı hasta planında  $CI = 1.85$  olarak hesaplanmış ve hesaplanan CI' lar içerisinde en kötü olduğu tespit edilmiştir. Rektum kanseri hastalarının ortalama Homojenite Index değeri;  $HI_{ort} = 1.08 \pm 0.02$  olarak hesaplanmıştır. Hesaplanan HI değeri 2'den küçük olduğu için yapılan tedavi planları genel olarak protokollere uygundur. 9 numaralı hasta için hesaplanan  $HI = 1.05$  değeri yapılan planının doz homojenitesi bakımından oldukça iyi olduğunu göstermektedir. 13 numaralı hasta için  $HI = 1.13$  olarak hesaplanmış ve doz homojenitesinin diğer hastalara göre daha kötü olduğu düşünülse bile bu değer de protokol sınırları içerisinde olduğundan bu plandaki doz homojenitesi de kabul edilebilir niteliktedir. Hesaplamalar sonucu ICRU 83' e göre Rektum kanseri hastaları için  $HI_{ort} = 0.07 \pm 0.03$  olarak hesaplanmış ve HI değerinin ICRU 83 protokolüne de uygun olduğu görülmüştür. İncelenen Rektum kanseri hasta grubundan 18, 23 ve 30 numaralı hastalar için  $HI = 0.04$  olarak hesaplanmış olup bu hastalara ait tedavi planının en iyi doz homojenitesine sahip olduğu görülmüştür. RTOG protokolüne göre Rektum hastaları için  $QC_{ort} = \%89 \pm \%12$  olarak hesaplanmıştır. Bu durumda Rektum hastaları için QC değeri de protokole uygun

olarak nitelendirilmiştir. İncelenen hasta grubunda 28 numaralı hasta için hesaplanan QC = %91 olarak hesaplanmış olup tedavi planları içerisinde verilen dozun tümör alanını en iyi sardığı belirlenmiştir. Diğer yandan 4 numaralı hastaya ait planda QC = %57 olarak hesaplanmış olup, bu değere ait olan plan en düşük kaliteli plan olarak belirlenmiştir.

Rektum hastalarına ait yapılan bu plan değerlendirmesinde ortalama değerler RTOG ve ICRU 83 protokolüne uygun olarak bulunmuş ve kliniğin uyguladığı tedavi kalitesinin iyi olduğu görülmüştür.

Beyin tümörü hastaları için ortalama Conformity Index değeri;  $CI_{ort} = 1.41 \pm 0.12$  olarak hesaplanmış olup, yapılan tedavi planları genel olarak değer RTOG protokolleri ile uyum içerisindedir. İncelenen hasta grubunda 18 numaralı hastanın planında  $CI = 1.24$  olarak hesaplanmıştır bu değer bu gruptaki en iyi CI değeridir. Diğer yandan 19 numaralı hasta planında  $CI = 1.74$  olarak hesaplanmış olup bu değer bu grup içerisindeki CI' lar içerisinde en kötü olanıdır. Beyin tümörü hastaları için ortalama Homojenite Index değeri;  $HI_{ort} = 1.10 \pm 0.02$  olarak hesaplanmıştır. Hesaplanan ortalama HI değeri 2'den küçük olduğu için yapılan tedavi planları genel olarak protokollere uygundur. İncelenen hasta grubunda 21 numaralı hastanın planında  $HI = 1.06$  hesaplanmış olup bu gruptaki en iyi CI değeridir. Diğer yandan 3, 5, 6, 23, 26 ve 30 numaralı hastalar için  $HI = 1.12$  hesaplanmış olup doz homojenitesinin diğer hastalara göre daha kötü olduğu düşünülse bile bu değer de protokol sınırları içerisinde olduğundan bu plandaki doz homojenitesi de kabul edilebilir niteliktedir. Hesaplamalar sonucu ICRU 83' e göre Beyin tümörü hastaları için  $HI_{ort} = 0.07 \pm 0.01$  olarak hesaplanmış ve HI değerinin ICRU 83 protokolüne uygun olduğu görülmüştür. İncelenen hasta grubundan 9 ve 21 numaralı hastalar için  $HI = 0.04$  olarak hesaplanmış bu durumda bu hastalara ait tedavi planının en iyi doz homojenitesine sahip olduğu görülmüştür. Beyin tümörü hastaları için  $QC_{ort} = \%56 \pm 0.21$  olarak hesaplanmıştır. Sonuçları ortalama değerlere göre yorumladığımızdan dolayı bu gruba ait QC değerleri genel olarak protokolden sapma göstermiş, protokolda belirlenen aralıkta yer almamış ve bu planların kabul edilemez olarak nitelendirilmesine yol açmıştır. İncelenen hasta grubu içerisinde 20 numaralı hasta için hesaplanan QC = %86 olarak hesaplanmış olup bu gruptaki en iyi QC değeridir.

Fakat 12 numaralı hastalara ait planda QC = %13 olarak hesaplanmış bu yüzden sarma kalitesi en düşük plan olarak nitelendirilmiştir. Beyin tümörü hastalarında QC değerlerinin protokole uygun olarak çıkmamasının nedeni, tedavinin amaçlı değil palyatif amaçlı yapılmasından kaynaklanmaktadır. Palyatif amaçlı yapılan tedavilerde sadece tümör değil tüm beyin ışınlanması söz konusudur.

Beyin tümörü hastalarına ait yapılan bu plan değerlendirmesinde QC parametresi dışında ortalama değerler RTOG ve ICRU 83 protokolüne uygun olarak bulunmuştur. Fakat QC parametresinin protokollere uymaması tedavinin etkili olarak gerçekleştirilemediğini ortaya koymaktadır.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

3BKRT tekniği uygulanan Akciğer kanseri, Mide kanseri, Rektum kanseri ve Beyin Tümörü hastalarına ait tedavi planlarının incelemeleri sonucunda Conformity Index, Homojenite Index ve Quality of Coverage parametrelerinin tamamı RTOG ve ICRU protokolüne uygun olarak hesaplanmıştır.

Hesaplanan bu değerler karşılaştırıldığında şu sonuçlar elde edilmiştir:

*Conformity Index değeri;* RTOG protokolü dikkate alındığında, incelenen dört hastalık grubu içerisinde Beyin Tümörü hastalarına ait planların protokole en uygun, Akciğer hastalarına ait planların ise en kötü olduğu belirlenmiştir. Sonuç olarak CI değerlerinin tüm hastalık gruplarında RTOG protokolüne uygun olduğu tespit edilmiştir.

*Homojenite Index değeri;* dört hastalık grubu içerisinde en iyi HI değeri Rektum Kanseri hastaları, en kötü ise Mide Kanseri ve Beyin Tümörü hastalarına ait planlarda tespit edilmiştir. Fakat tüm gruplar için HI değerinin; RTOG protokolüne uygun olduğu belirlenmiştir. Aynı zamanda ICRU 83 protokolüne göre hesaplanan HI değeri yine Rektum Kanseri hastalarına ait tedavi planında en iyidir. Sonuç olarak her iki protokol değerlerine göre hesaplanan HI değerleri protokole uygun değerlerde bulunmuş ve kliniğin yaptığı tedavi planlarının homojen doz dağılımını gösterdiği tespit edilmiştir.

*Quality of Coverage;* RTOG protokolüne göre en iyi QC değeri Rektum Kanseri hastalarına ait planlarda elde edilmiştir. Bunun yanı sıra QC değerinin Beyin Tümörü hastalarına ait planlarda başarısız olduğu, protokol tarafından belirlenen değerler arasında olmadığı tespit edilmiştir. Bunun sebebi; beyin tümörü için belirlenen tedavi şeklinin palyatif amaçlı olması gösterilebilir. Sonuç olarak Akciğer, Mide ve Rektum kanseri hastalarına ait planlarda QC değeri protokole uygun bulunmuş, beyin tümörü hastalarında ise QC değerinin protokole uygun olmadığı tespit edilmiştir.



Bu tez çalışmamızda amacımız, Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim dalında 3BKRT tekniği kullanılarak yapılan planlara ait parametrelerin RTOG ile ICRU protokollerine uyup uymadığını araştırmaktır. Çalışmamız sonucunda incelenen hastalık grupları içinde yalnızca Beyin tümörüne ait yapılan planların QC parametresi hariç, diğer parametrelerin protokollere uygun olduğu tespit edilmiştir. Elde edilen bu veriler ışığında çalışılan klinikte tedavi planlarının kalitesinin iyi seviyelerde olduğu gösterilmiş, kliniğin deneyimi, çalışma koşulları ve kullanılan cihazlar dikkate alındığında bu sonuçlardan daha iyi sonuçlar elde edilmesinin mümkün olmadığı sonucuna varılmıştır.

İncelenen hastaların sayısı dikkate alınarak kanserin erkeklerde kadınlara göre daha fazla görüldüğü sonucuna ulaşılmıştır.

Yaş ortalamaları incelendiğinde ise erken yaşlarda görülme olasılığı en yüksek kanser türünün Rektum CA olduğu, ileri yaşlarda ise en fazla beyin tümörünün görülme olasılığının olduğu saptanmıştır.

## 7. KAYNAKLAR

1. Huchet A, Caudry M, Belkacemi Y, *et al.* [Volume-effect and radiotherapy part two: Volume-effect and normal tissue]. *Cancer Radiother* 2003;7:353–362.
2. Anonymous. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU Report 50). Report 62, International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, DC 1999.
3. Shaw E, Kline R, Gillin M, *et al.* Radiation Therapy Oncology Group: Radiosurgery quality assurance guidelines. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;27:1231–1239.
4. Armstrong J, Raben A, Zelefsky M, *et al.* Promising survival with three-dimensional conformal radiation therapy for nonsmall cell lung cancer. *Radiother Oncol* 1997;44:17–22.
5. Lee WR, Hanks GE, Hanlon AL, *et al.* Lateral rectal shielding reduces late rectal morbidity following high dose three-dimensional conformal radiation therapy for clinically localized prostate cancer: Further evidence for a significant dose effect. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996; 35:251–257.
6. Armstrong J, McGibney C. The impact of three-dimensional radiation on the treatment of non-small cell lung cancer. *Radiother Oncol* 2000;56:157–167.
7. Dearnaley DP, Khoo VS, Norman AR, *et al.* Comparison of radiation side-effects of conformal and conventional radiotherapy in prostate cancer: A randomised trial. *Lancet* 1999; 353:267–272.
8. Loïc F, Georges N, Jean-Jacques M, Pierre B. Conformity index: a review. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 2006, 2: 333–342.
9. Julia S, Karen B, Peter D, David PS, Harold L. Evaluation of stereotactic radiosurgery conformity indices for 170 target volumes in patients with brain metastases. *Journal Of Appliedclinical Medical Physics*, 2011, 2: 245-253.

10. Khayaiwong P, Tungboonduangjit P, Suriyapee S, Boonkitticharoen V, Oonsiri S, Sanghangthum T, Oonsiri P. Dosimetric comparison between simultaneous integrated boost and sequential intensity-modulated radiotherapy techniques in nasopharyngeal carcinoma. 2011.
11. Görür S. Glioblastoma Multiforme (Gbm) Beyin Tümörü Tedavisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniklerinin Karşılaştırılması. Nükleer Bilimler Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı. Yüksek Lisans tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2012.
12. Güler S. Pankreas Kanseri Tedavisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniklerinin Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı. Yüksek Lisans tezi, Adana: Çukurova Üniversitesi, 2013.
13. Kıvanç H. Meme Kanserinde Göğüs Duvarı ve Lenfatik Işınlamada 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi İle Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Uygulamalarının Tedavi Planlaması ve Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Fiziği Programı. Yüksek Lisans tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2013.
14. Aydın G. Temel Radyoterapi Fiziği I. İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Çakır Gökçe Ş, Özyiğit G, Yıldız OG (editörler). *Temel ve Klinik Radyoterapi*, 1.Baskı. İzmir, Hürriyet Matbaa, 2013: 39-42.
15. Göksel EO. Temel Radyoterapi Fiziği II. İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Çakır Gökçe Ş, Özyiğit G, Yıldız OG (editörler). *Temel ve Klinik Radyoterapi*, 1.Baskı. İzmir, Hürriyet Matbaa, 2013: 44-49.
16. Bilge H. Tedavi Planlama İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Çakır Gökçe Ş, Özyiğit G, Yıldız OG (editörler). *Temel ve Klinik Radyoterapi*, 1.Baskı. İzmir, Hürriyet Matbaa, 2013: 71-75.

17. Bilge H. Tedavi Planlama İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Çakır Gökçe Ş, Özyiğit G, Yıldız OG (editörler). *Temel ve Klinik Radyoterapi*, 1.Baskı. İzmir, Hürriyet Matbaa, 2013: 78-79.
18. Bilge H. Tedavi Planlama İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Çakır Gökçe Ş, Özyiğit G, Yıldız OG (editörler). *Temel ve Klinik Radyoterapi*, 1.Baskı. İzmir, Hürriyet Matbaa, 2013: 82.
19. Bilge H. Tedavi Planlama İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Çakır Gökçe Ş, Özyiğit G, Yıldız OG (editörler). *Temel ve Klinik Radyoterapi*, 1.Baskı. İzmir, Hürriyet Matbaa, 2013: 82-83.
20. Nag S, Bice W, DeWyngaert K, *et al.* The American Brachytherapy Society recommendations for permanent prostate brachytherapy postimplant dosimetric analysis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 46: 221–230.
21. Nedzi LA, Kooy HM, Alexander E III, *et al.* Dynamic field shaping for stereotactic radiosurgery: A modeling study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993; 25: 859–869.
22. Shaw E, Scott C, Souhami L, *et al.* Single dose radiosurgical treatment of recurrent previously irradiated primary brain tumors and brain metastases: Final report of RTOG protocol 90–05. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 47: 291–298.
23. Lefkopoulos D, Schlienger M, Touboul E, *et al.* Quantitative evaluation of treatment planning for linac multi-isocentric radiosurgery. Proc. of the XIth Intern. Conf. on: “Computers in Radiation Therapy,” XIth ICCR, Manchester, UK. 1994; 296–297.
24. Lomax NJ, Scheib SG. Quantifying the degree of conformity in radiosurgery treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 55: 1409 –1419.
25. Van’t Riet A, Mak AC, Moerland MA, *et al.* A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: Application to the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997; 37: 731–736.

26. Baltas D, Kolotas C, Geramani K, *et al.* A conformal index (COIN) to evaluate implant quality and dose specification in brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998; 40: 515–524.
27. Bentel G C. Radiation therapy Oncology, McGraw-Hill, 2. Baskı. NewYork, 1996.
28. Lu JJ, Brady LW (ed). Decision Making in Radiation Oncology. Springer-Verlag, Heidelberg, 2011 (1. Baskı).
29. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), Prescribing, Recording and Raporting Photon Beam Therapy, Report No.50, ICRU, Bethesda, MD, 1993.
30. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), Prescribing, Recording and Raporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), Report No.62, ICRU, Bethesda, MD, 1999.
31. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), Prescribing, Recording and Raporting Electron Beam Therapy, Report No.71, Bethesda, MD, 2009.
32. Halperin EC, Perez CA, Brady LW (ed). Principle and Praticce of Practice of Radiation Oncology, Lippincott Williams & Wilkis, Philadelphia, 2008 (5.Baskı).
33. Khan MF, Gerby MJ (ed). Treatment Planning in Radiation Oncology. Lippincott Williams & Wilkis, Philadelphia, 2011 (3.Baskı).
34. Gültekin M. Akciğer Kanseri İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Çakır Gökçe Ş, Özyiğit G, Yıldız OG (editörler). *Temel ve Klinik Radyoterapi*, 1.Baskı. İzmir, Hürriyet Matbaa, 2013: 239-245.
35. Akyürek S. Mide Kanseri İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Çakır Gökçe Ş, Özyiğit G, Yıldız OG (editörler). *Temel ve Klinik Radyoterapi*, 1.Baskı. İzmir, Hürriyet Matbaa, 2013: 255–261.

36. Oral EN. Rektum Kanseri İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Çakır Gökçe Ş, Özyiğit G, Yıldız OG (editörler). *Temel ve Klinik Radyoterapi*, 1.Baskı. İzmir, Hürriyet Matbaa, 2013: 275–278.
37. Tezcanlı E. Beyin Tümörleri İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Çakır Gökçe Ş, Özyiğit G, Yıldız OG (editörler). *Temel ve Klinik Radyoterapi*, 1.Baskı. İzmir, Hürriyet Matbaa, 2013: 213–223.
38. Engin G. Radyolojik Anatomi İçinde: Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Çakır Gökçe Ş, Özyiğit G, Yıldız OG (editörler). *Temel ve Klinik Radyoterapi*, 1.Baskı. İzmir, Hürriyet Matbaa, 2013: 139.
39. Karagüler Z. Radyoterapide Kullanılan Aygıtlar ve Ölçüm Sistemleri İçinde: Çetingöz R, Gapiğaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Çakır Gökçe Ş, Özyiğit G, Yıldız OG (editörler). *Temel ve Klinik Radyoterapi*, 1.Baskı. İzmir, Hürriyet Matbaa, 2013: 5-53.
40. Reference Material of Varian DHX linear accelerator User Manual. (1998). Varian Medical Systems Inc.
41. Eclipse Treatment Planning System User Manual. (2006). Varian Medical Systems Inc.

## 8.EKLER

### EK-1. ARAŞTIRMANIN YAPILMASI İÇİN GEREKLİ İZİN YAZISI



T.C.  
Cumhuriyet Üniversitesi

TIP FAKÜLTESİ  
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

25/02/2015

#### YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ DEKANLIĞINA

Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalında öğrenciniz  
Zuhal ÇELİK'in yüksek lisans tezi çalışmalarını yapmasında bir sakınca yoktur.

Bilgilerinize arz ederim .

Tıbbi Radyasyon Fizikçisi  
Betül ÖZYÜREK

Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı Başkanı  
Yar.Dç.Dr Birsen YÜCEL