

**PROSTAT KANSERİNDE TOMOTERAPİ IMRT İLE 3-D
KONFORMAL RADYOTERAPİNİN DOZİMETRİK
KARŞILAŞTIRMASI**

Adem PEHLİVANLI

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2012

ANKARA

Adem PEHLİVANLI tarafından hazırlanan ‘PROSTAT KANSERİNDE TOMOTERAPİ IMRT İLE 3-D KONFORMAL RADYOTERAPİNİN DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRMASI’ adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. A. Güneş TANIR
Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı

.....

Doç. Dr. Yıldız GÜNEY
Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı

.....

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Fizik Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Mehmet ÇİVİ
Fizik, Gazi Üniversitesi

.....

Prof. Dr. A. Güneş TANIR
Fizik, Gazi Üniversitesi

.....

Doç. Dr. Mustafa KARADAĞ
Fizik Eğitimi, Gazi Üniversitesi

.....

Tarih: 26/12/2012

Bu tez ile G.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Şeref SAĞIROĞLU
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

.....

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Adem PEHLİVANLI

**PROSTAT KANSERİNDE TOMOTERAPİ IMRT İLE 3-D KONFORMAL
RADYOTERAPİNİN DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRMASI**

(Yüksek Lisans Tezi)

Adem PEHLİVANLI

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Aralık 2012

ÖZET

Bu çalışmada prostat kanseri tanılı 10 hastanın, tedavi öncesi çekilen tomografi görüntüleri kullanılarak üç boyutlu konformal radyoterapi ve tomoterapi lineer hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemlerinde planları yapılmıştır. Elde edilen doz-hacim histogramları aracılığıyla hedef ve kritik organların aldığı dozlar karşılaştırılmıştır. Hedefin, minimum, maksimum ve % 95'inin aldığı doz değerleri incelenerek karşılaştırılmıştır. Kritik organlar için rektumun 50 Gy ve 65 Gy doz alan hacimleri, mesanenin 65 Gy ve 70 Gy doz alan hacimleri, femur başlarının ise maksimum doz değerleri ve 50 Gy doz alan hacimleri karşılaştırılmıştır. İki planlama arasındaki maksimum, minimum ve hacimsel doz farkları hesaplanmıştır. Yapılan karşılaştırma sonucunda tomoterapi planlarında hedef daha homojen doz alırken kritik organların daha iyi korunduğu görülmüştür.

Bilim Kodu : 202.1.108
Anahtar Kelimeler : Tomoterapi, Konformal Radyoterapi, Dozimetri, Kanser
Sayfa Adedi : 46
Tez Yöneticisi : Prof. Dr. A. Güneş TANIR

**COMPARISON OF DOSIMETRIC EVALUATION OF 3-D CONFORMAL
RADIOTHERAPY WITH TOMOTHERAPY IMRT IN PROSTATE CANCER**

(M.Sc. Thesis)

Adem PEHLİVANLI

**GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

December 2012

ABSTRACT

In this study, planning of three dimensional conformal radiotherapy and tomoterapi lineer accelerator devices were done in treatment planning systems using the tomografi images of pre-treatment of 10 patients with prostat cancer diagnosis. Doses taken by target and critical organs were compared through dose-volume histograms obtained. Minimum and maximum dose values of target and dose value taken by 95 percent of target were examined and compared. For the critical organs volumes of rectum which takes 50 Gy and 65 Gy dose, volumes of bladder which takes 65 Gy and 70 Gy dose, maximum dose value and volume which takes 50 Gy of femural heads were compared. Between two types of planings dose differences of maximum, minimum and dose-volumes were calculated. As a consequence of comparision done, in the planning of tomoterapi while target takes more homogenous dose critical organs were saved better.

Science Code : 202.1.108

Key Words : Tomotherapy, Conformal Radiotherapy, Dosimetry, Cancer

Page Number : 46

Adviser : Prof. Dr. A. Güneş TANIR

TEŞEKKÜR

Değerli bilgileriyle uzun zaman beni bilgilendiren, yönlendiren, yüksek lisans eğitimim boyunca üzerimde büyük emeği olan, birlikte çalışmaktan ve öğrencisi olmaktan gurur duyduğum danışman hocam sayın Prof. Dr. A.Güneş TANIR’a, çalışmalarımı yönlendiren, araştırmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyen ve çalıştığı kurumda tez çalışmalarımı yapmamı sağlayan eş danışman hocam sayın Doç. Dr. Yıldız GÜNEY’e,

Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, çalışma arkadaşlarım Fizikçi Ayfer ŞAR ve Uzman Fizikçi Yakup ARSLAN’a, radyoterapi fiziğini öğrenmemde büyük emeği olan Fizik Yüksek Müh. Tuğba ATAKUL’a, Uzman Fizikçi Yunus ÇINAR’a, çalışmalarım boyunca yardımlarını esirgemeyen Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği fizikçilerine,

Hayatım boyunca manevi desteklerini her zaman hissettiğim değerli aileme sonsuz teşekkür ederim.

Adem PEHLİVANLI

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
KISALTMALAR	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kanser ve Oluşumu	3
2.2. Radyasyonun Biyolojik Etkileri	3
2.3. Radyasyon Ölçü Birimleri.....	6
2.4. Radyoterapi	7
2.5. Radyoterapide Kullanılan Hacim Kavramları	9
2.6. Lineer Hızlandırıcı	10
2.7. Tedavi Planlama Sistemi	13
3. MATERYAL ve METOD.....	15
3.1. Materyaller	15
3.2. Metod.....	19
3.2.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT).....	19
3.2.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART)	20

	Sayfa
3.2.3. Tedavi planlamaları	20
4. BULGULAR	22
4.1. Hastalara Ait Doz-Hacim Histogramları	23
4.2. Hedef Hacimler için Elde Edilen Veriler	34
4.3. Kritik Organlar için Elde edilen Veriler	36
5. SONUÇLAR ve TARTIŞMA	41
KAYNAKLAR	44
ÖZGEÇMİŞ	46

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. 10 hasta için 3BKRT ve tomoterapi planlamalarında PTV'lerin aldığı minimum ve maksimum doz değerleri	34
Çizelge 4.2. PTV için minimum ve maksimum doz değerleri değişimi	35
Çizelge 4.3. 10 hasta için 3BKRT ve tomoterapi planlamalarında PTV'nin %95' nin aldığı doz değerleri	35
Çizelge 4.4. 10 hasta için 3BKRT ve tomoterapi planlamalarında PTV'nin HI değerleri ve iki planlama arasındaki % fark	36
Çizelge 4.5. 10 hasta için 3BKRT ve tomoterapi planlamalarında rektumun 50 Gy ve 65 Gy doz alan hacimleri	37
Çizelge 4.6. Rektum için 50 Gy ve 65 Gy doz alan hacimlerinin değişimi	37
Çizelge 4.7. 10 hasta için 3BKRT ve tomoterapi planlamalarında mesanenin 65 Gy ve 70 Gy doz alan hacimleri	38
Çizelge 4.8. Mesane için 65 Gy ve 70 Gy doz alan hacimlerinin değişimi	38
Çizelge 4.9. 10 hasta için üç boyutlu konformal radyoterapi ve tomoterapi planlamalarında sağ femur başının aldığı maksimum doz değerleri ile 50 Gy doz alan hacimleri	39
Çizelge 4.10. Sağ femur başı için 50 Gy doz alan hacmi ile maksimum doz değişimi	39
Çizelge 4.11. 10 hasta için üç boyutlu konformal radyoterapi ve tomoterapi planlamalarında sol femur başının maksimum doz değerleri ile 50 Gy doz alan hacimleri	40
Çizelge 4.12. Sol femur başı için 70 Gy doz alan hacmi ile maksimum doz değişimi	40

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Radyoterapide kullanılan hacimler	9
Şekil 2.2. Bir lineer hızlandırıcının genel görünümü	11
Şekil 3.1. (a) Tomoterapi tasarımı (b) Tomoterapi cihazının genel görünümü	18
Şekil 4.1. (a) 1 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı.....	23
Şekil 4.1. (b) 1 no'lu hastaya ait Tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı	24
Şekil 4.2. (a) 2 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı.....	25
Şekil 4.2. (b) 2 no'lu hastaya ait Tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı	25
Şekil 4.3. (a) 3 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı.....	26
Şekil 4.3. (b) 3 no'lu hastaya ait Tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı	26
Şekil 4.4. (a) 4 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı.....	27
Şekil 4.4. (b) 4 no'lu hastaya ait Tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı	27
Şekil 4.5. (a) 5 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı.....	28
Şekil 4.5. (b) 5 no'lu hastaya ait Tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı	28
Şekil 4.6. (a) 6 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı.....	29
Şekil 4.6. (b) 6 no'lu hastaya ait Tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı	29
Şekil 4.7. (a) 7 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı.....	30
Şekil 4.7. (b) 7 no'lu hastaya ait Tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı	30
Şekil 4.8. (a) 8 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı.....	31
Şekil 4.8. (b) 8 no'lu hastaya ait Tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı	31
Şekil 4.9. (a) 9 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı.....	32
Şekil 4.9. (b) 9 no'lu hastaya ait Tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı	32

Şekil	Sayfa
Şekil 4.10. (a) 10 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı.....	33
Şekil 4.10. (b) 10 no'lu hastaya ait Tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı ..	33

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Çok yapraklı kolimatör sistemi.....	13
Resim 3.1. Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı	16
Resim 3.2. Precise planlama sisteminden alınan ekran görüntüsü	17
Resim 3.3. Tomoterapi planlama sisteminden alınan ekran görüntüsü	19

KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Kısaltmalar	Açıklama
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CTV	Klinik Hedef Hacim
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
DVH	Doz-Hacim Histogramı
Gy	Gray
GTV	Tanımlanabilir Tümör Hacmi
HI	Homojenite İndeksi
ICRU	Uluslararası Radyasyon Ölçüm Komisyonu
IV	Işınlanan Hacim
MeV	Mega (Milyon) Elektron Volt
MV	Mega Volt
PTV	Planlanan Hedef Hacim
RBE	Bağıl Biyolojik Etki
RTOG	Radyoterapi Onkoloji Grubu
SAR	Saçılma- Hava Oranı
SI	Uluslararası Birim Sistemi
SSD	Kaynak- Cilt Mesafesi
Sv	Sievert
TAR	Doku- Hava Oranı
TMR	Doku- Maksimum Oranı
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TV	Tedavi Hacmi
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
3BKRT	Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
% DD	Derin Doz Yüzdesi

1. GİRİŞ

Prostat kanseri erkeklerde en sık görülen kanserler arasında üçüncü sıradadır ve görülme sıklığı % 7.53' tür [1]. Erken evre prostat kanseri tedavisinde cerrahi tedavi, ilaç tedavisi (kemoterapi) ve radyasyon tedavisi (radyoterapi) seçenekler arasındadır. Tedavi şekline göre sonuçlar aynı olmasına rağmen tedaviye bağlı yan etkilerde farklılıklar görülmektedir. Radyoterapideki teknolojik gelişmelerle birlikte prostat kanseri tedavisinde kullanılan teknikler de hızla ilerlemiştir. Özellikle bilgisayarlı tomografi ve nükleer manyetik rezonans ile hasta anatomisinin üç boyutlu görüntülenmesiyle birlikte yeni radyoterapi yöntemleri uygulanmaya başlanmıştır. Yeni radyoterapi yöntemlerinin kullanımı, yan etkileri artırmadan radyoterapinin yüksek dozlarının güvenle uygulanmasına izin vermektedir [2]. Radyoterapinin en önemli kuralı, hedefe gereken dozu verirken çevresindeki riskli organların ve sağlıklı dokuların en az dozu almasını sağlamaktır. Bu amacı gözetken birçok gelişmiş tedavi yöntemi uygulanmaktadır. Bunlar, üç boyutlu konformal radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi yöntemidir. Tomoterapi, lineer hızlandırıcı kanser tedavisinde kullanılan son yöntemlerden biri olan yoğunluk ayarlı ışınlama yapan bir cihazdır [3,4]. Yoğunluk ayarlı ışınlamaların çoğu standart lineer hızlandırıcıların çok yapraklı kolimatörleri ile yapılır. Tomoterapi lineer hızlandırıcıda ise ikili hareket edebilen kolimatör yapraklarının, kaynak hasta etrafında dönerken sürekli olarak hareket etmesiyle oluşan farklı yoğunluklu alanlarla kesit kesit yapılmaktadır [5]. Bu tedavi yöntemlerinde hedefin ve etrafındaki kritik organların aldığı dozları görebilmek için tedavi planlama sistemleriyle sanal ortamda gerçeğe yakın doz hesaplama algoritmaları oluşturulmuştur. Bu planlama sistemleri ile en uygun tedavi planları oluşturulup uygulanabilmektedir.

En uygun tedaviyi belirlemek için birçok yöntem farklı kanser çeşitlerinde planlamalar aracılığıyla karşılaştırılmıştır: Dirk Wolff ve ark. [6]'nın yapmış olduğu çalışmada, prostat kanserinde üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve Tomoterapi yöntemlerini hedef ve kritik organların almış oldukları dozlar açısından karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak tomoterapi yönteminde hedefte daha homojen doz dağılımı elde ederken kritik organların daha düşük doz aldığını saptamışlardır.

Bu çalışmada amaç prostat kanserinde uygun radyoterapi yöntemini belirleyip literatürdeki benzer çalışmalarla kıyaslamaktır. Bunu gerçekleştirmek için üç boyutlu konformal radyoterapi ile tomoterapide, hedef ve riskli organların aldığı dozlar, doz-hacim histogramı yardımıyla karşılaştırılmıştır. Yapılan karşılaştırmanın sonuçları prostat kanserinde uygun tedavi yöntemine karar verilmesi açısından önem taşımaktadır.

Çalışmanın sonucunda tomoterapi yönteminde, üç boyutlu konformal radyoterapi yöntemine göre, hedef daha homojen doz alırken etrafındaki kritik organlar daha düşük doz almaktadır. Böylelikle prostat kanseri tedavisinde tomoterapinin üç boyutlu konformal radyoterapiye göre daha üstün olduğu görülmüştür.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kanser ve Oluşumu

Normal şartlar altında, hücreler sistemli bir şekilde büyür, bölünür ve ölür. Yeni hücreler gerekmiyorsa her hücrenin içinde bulunan ve bölünmeyi kontrol eden bazı gen mekanizmaları, bölünmekte olan hücreye bölünmeyi durdurmasını söyler. Hücre, verilen emre uymayarak bölünme ve büyümeye devam ederse, birikerek kitleler oluşturur. Bu istenmeyen hücre bölünmesi bir süre sonra durabileceği gibi, tamamen kontrolden de çıkabilir. Hücre bölünmeleri kontrolden çıktığı anda kanserleşme başlamış olur. Kontrolsüz bölünen hücreye kanser hücresi, büyüyen kitlelere tümör, sürekli çoğalarak biriken kontrolsüz tümörlere kötü huylu tümör (Malign), bir süre çoğalıp sonra duran tümörlere de iyi huylu veya selim tümör (Benign) denir. İyi huylu tümörler yayılım (metastaz) yapmaz ve istisnalar dışında yaşamsal tehlike oluşturmazlar [7].

Kanser hücreleri vücudun başka bölgelerine yayılmış olsa da ilk olduğu organın adı ile anılır. Örneğin kemiklere sıçramış olan prostat kanserine hala prostat kanseri, akciğere sıçramış meme kanseri hala meme kanseridir [7].

2.2. Radyasyonun Biyolojik Etkileri

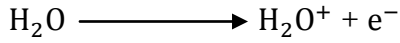
Nükleer radyasyonların tedavideki esas kullanım amacı, kanser hücreleri gibi vücuttaki istenmeyen veya iyi çalışmayan dokuların yok edilmesidir. Bu etki, nükleer radyasyonların iyonlaştırma yeteneğinden kaynaklanmaktadır. Esas olarak dokunun tahrip edilmesi olayı şu sırayı izler [8]:

1. Gelen radyasyonlar ışınlanan materyal moleküllerdeki atomları iyonlaştırır; bu fiziksel değişim 10^{-16} s veya daha az bir sürede meydana gelir.
2. İyonlaşmış moleküller, serbest kökleri (serbest radikal) veya diğer uyarılmış molekülleri meydana getiren kimyasal reaksiyonlara katılırlar; bu kimyasal değişim 10^{-15} s'lik belki de 10^{-3} s'lik bir zaman diliminde meydana gelir. Serbest radikal,

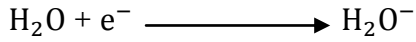
radasyondan etkilenerak yapısı değişmiş ve bu halleriyle yaşamsal hücrelerde tahribata neden olan bazı atom ve moleküllerden meydana gelir.

3. Bu serbest kökler birleşerek moleküler düzeyde karmaşık biyolojik yapılar oluşturabilirler ve onların biyolojik fonksiyonlarını değiştirirler; bu biyolojik değişmenin etkilerinin ortaya çıkması saatler hatta yıllar alabilir.

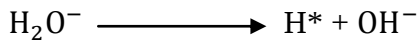
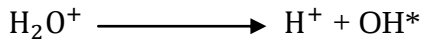
Radyasyonun biyolojik olarak duyarlı moleküllerde direkt bir etkiye sahip olması ve böylece 2. basamağı atlaması mümkündür;      insan vücudunun yaklaşık %80'i su olup büyük bir ihtimalle radyasyonun su molekülleriyle iyonlaşma olayı meydana getirecektir. Bir su molekülü, gelen radyasyon tarafından,



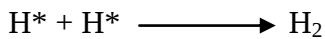
şeklinde iyonlaştırılabilir ve serbest elektron, aşırı negatif yüklü bir molekül oluşturmak üzere, başka bir nötr su molekülü tarafından yakalanabilir:

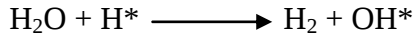
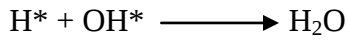
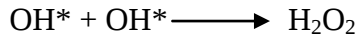


H_2O^+ ve H_2O^- 'nin her ikisi de kararsız iyonlar olup aşağıdaki gibi ayrışırlar:

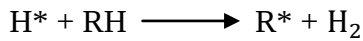
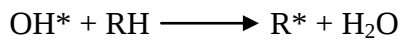


Her durumda da sonuç bir iyon (H^+ , OH^-) ve serbest köktür (H^* , OH^*). Serbest kök, kimyasal bağa katılan, serbest bir elektrona sahip (yani çiftlenmemiş) elektrikçe nötr bir atom veya moleküldür. Bu çiftlenmemiş elektronun, daha kararlı çiftlenmiş bir konfigürasyona yol açan kimyasal reaksiyonlara kuvvetli bir şekilde katılma eğiliminden dolayı, serbest kökler son derece reaktiftir. Bu serbest kökler, yaklaşık 10^{-6} s içinde, bir saf sulu ortamda aşağıdaki mümkün reaksiyonlara girerler:





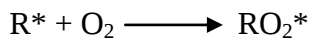
Organik madde durumunda, hidrojen içeren bir biyolojik molekülün yapısını hidrojenli bir serbest kökün RH kombinasyonu gibi basitleştirebiliriz. H^* veya OH^* serbest kökleri bu molekülle birleşebilir:



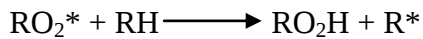
Her iki durumda da sonuç, biyolojik olarak daha kompleks bir sistemin (örneğin, bir kromozom) parçası olabilecek bir R^* serbest kökünün üretilmesidir ve bu sistemin fonksiyonunu değiştirebileceği gibi, fonksiyonu değiştiremiyorsa ölmesine sebep olur ya da genetik bilgileri değiştirerek gelecek kuşaklara bu bozuk yapının taşınmasına sebep olabilir (genetik mutasyon) [8].

Oksijen etkisi

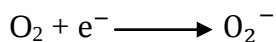
Eğer ışınlanan materyal oksijen bakımından zenginse aşağıdaki süreç mümkündür:



ve organik peroksidradikal RO_2^* diğer bir RH molekülü ile etkileşerek



yeni bir süreci başlatabilecek R^* serbest kökünü oluşturur. (Bu durum, nötronla oluşturulan fisyon zincir reaksiyonuna benzer.) Bir başka süreç de oksijenle meydana gelir,



Çünkü O_2 'nin büyük bir elektron ilgisi vardır. Elektronun O_2 tarafından yakalanması, sadece alternatif bir kimyasal reaksiyon kümesi başlatmakla kalmaz, aynı zamanda serbest elektronun, radyasyon etkileşmesi ile üretilen orijinal iyonlarla tekrar birleşmesini de önler; sonuçta radyasyon zararı elektronların tekrar yakalanması yoluyla iyileştirilemez.

Bu oksijen etkisi, radyasyona büyük duyarlılığı olan yüksek derecede oksijenlendirilmiş dokuda meydana gelir ve sonuçta radyasyona maruz kalan oksijence zengin olmayan doku, zengin olan dokuya göre daha küçük yaşama oranına sahip olur. Tümörlerin radyasyonla tedavisi bakımından bu talihsiz bir durumdur, normal dokuya kıyasla tümörler daha düşük bir kan miktarına sahip olup bu yüzden daha az oksijenlendirilir. Oksijen etkisi, evre dokulara göre, daha az duyarlı olan tümörlerde meydana gelir [8].

2.3. Radyasyon  l  Birimleri

Aktiflik

Bir radyoaktif örneğin bozunma hızı, aktiflik olarak adlandırılır ve aktivite birimi Curie (Ci), aşağıdaki şekilde tanımlanır:

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ bozunma/s}$$

Bu birim, orijinal aktiflik birimi olarak seçilmiştir ve yaklaşık 1g radyumun aktifliğine eşittir. Uluslararası birim sistemi (SI)'nde ise aktivite birimi Becquerel (Bq) olarak adlandırılmıştır [9].

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ parçalanma/s dır.}$$

Soğurulan Doz

Hedef tarafından soğurulan radyasyon enerjisinin ölçüsüdür. SI'da birimi Gray (Gy)'dır. Eski birim olan rad (radiation absorbed dose) hala yaygın olarak kullanılmaktadır.

1 Gy = 1 J/kg = 100 cGy = 100 rad şeklinde tanımlanmıştır [9].

Doz eşdeğeri

Farklı tip radyasyonlar canlı organizmaya aynı miktar enerji verdikleri halde aynı biyolojik etkiye sahip değildir. Doz eşdeğeri soğurulan enerjinin bağıl biyolojik etki (RBE) faktörü ile çarpılması sonucu elde edilen biyolojik etkiyi gösterir. Örneğin foton ve elektronlar için RBE=1, yavaş nötronlar için RBE=5, alfa parçacıkları için RBE=10 dur. Doz eşdeğerinin SI'daki değeri Sievert (Sv) dir. Eski birim olan rem hala yaygın olarak kullanılmaktadır ve 1Sv=100 rem'dir. Doz eşdeğeri (Sv)=Doz (Gy) x RBE şeklinde ifade edilir [9].

Maruz kalınan doz (Poz)

Röntgen, normal hava şartlarında havanın 1 kg'ında $2,58 \times 10^{-4}$ C'luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan X ve gama ışını miktarıdır. SI'da birimi Coulomb/kg (C/kg) dır ve

1 R = $2,58 \times 10^{-4}$ C/kg değerindedir [9].

2.4. Radyoterapi

Kanser tanısı ne kadar erken konursa, tedavisi de o kadar erken başlar ve kanser tedavisi ne kadar erken baslarsa tedavinin başarıya ulaşma şansı da o kadar yüksek olacaktır. Kanser tedavisi kanserin tipine, yerleşimine, evresine, kişinin genel sağlık durumuna ve diğer faktörlere bağlı olarak değişiklikler gösterir. Her hasta için,

kişisel durumuna ve ihtiyaçlarına göre biçimlendirilmiş farklı tedavi planları hazırlanır. Kanserin çoğunda, öncelikli olarak cerrahi yaklaşım düşünülür. Cerrahi operasyonun mümkün olmadığı, yeterli olmadığı, ya da yayılma şüphesi bulunduğu durumlarda, diğer tedavi şekilleri düşünülür. Kemoterapi, kanser hücrelerini öldürücü ilaçların ağızdan veya damardan verilerek tüm vücuda yayılması ve kanser hücrelerinin öldürülmesi esasına dayanan, iyileştirmek veya yaşam kalitesini düzeltmek amacıyla hastaya aralıklı olarak uygulanan kimyasal tedavi seklidir [7]. Radyoterapi, yaklaşık yüz yıldır kanser tedavisinde kullanılan yöntemlerden biridir. Kanser hücrelerinin doğrudan ya da dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonla öldürülmesi temeline dayanır. Radyoterapide amaç, belirlenen hedef organa maksimum dozu verirken, etrafındaki kritik organları ve sağlıklı dokuları mümkün olduğu kadar korumaktır. Kanser hastalarının % 60'ı, cerrahi veya kemoterapiyle eş zamanlı ışın tedavisi görmektedir. Tedavinin amaca ulaşması hastaya verilecek dozun çok doğru bir şekilde belirlenmesine bağlıdır [10].

Küratif radyoterapi

Kanser hücrelerinin lokal olarak tekrarlaması veya muhtemel metastazın önlenmesi amacıyla, "önleyici (prevantif) radyoterapi"; 18 ile 60 Gy arasında doz kullanılarak yapılır. Hastanın sağlıklı bir şekilde yaşamını devam ettirebilmesi için uygulanır [11,12].

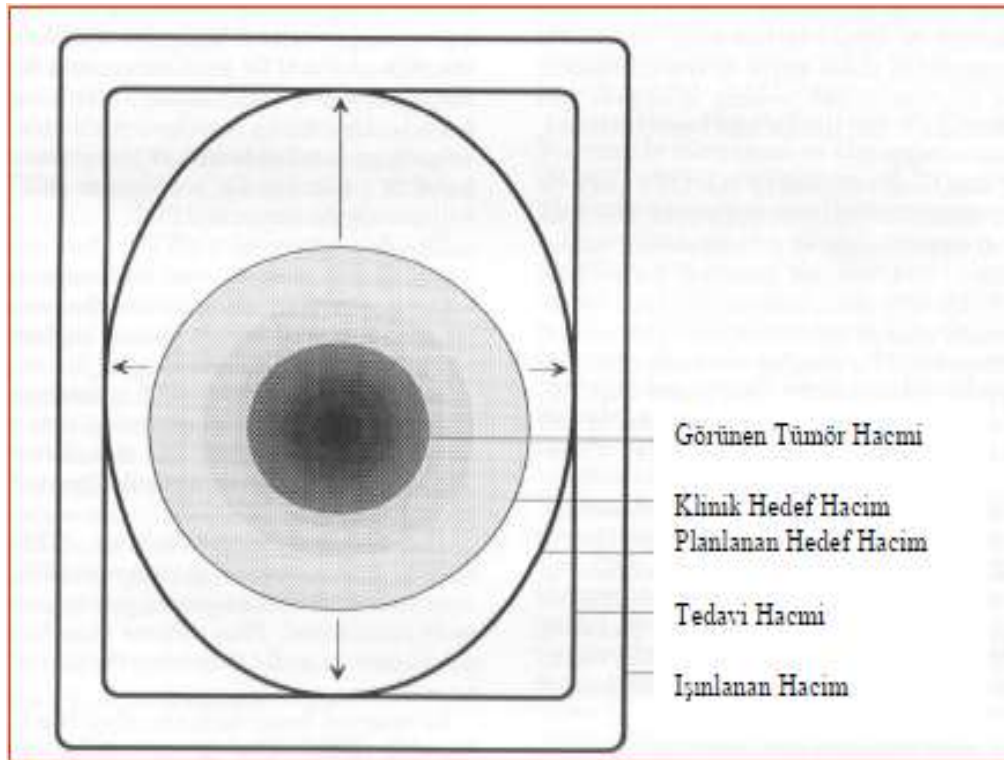
Palyatif radyoterapi

Palyatif radyoterapi, ağrı giderici; bası azaltıcı; tümör nedeniyle durdurulamayan kanamaya karşı (hemostatik); küratif radyoterapi yapılamayan; ileri yaşta ve performansı düşük hastalarda yaşam kalitesini iyileştirmek amacı ile uygulanır. Günlük tedavi dozları; 10x3 Gy/2 hafta, toplam 30 Gy ve 5x4 Gy/hafta, toplam 20 Gy şeklinde uygulanabilir [11,13].

2.5. Radyoterapide Kullanılan Hacim Kavramları

ICRU 62’de tanımlandığı üzere radyoterapide kanser tedavisi için ilgili tümörlü organın veya dokunun, sağlıklı doku ve organ hacimleri sınırlarının üç boyutlu olarak belirlenmesi gerekir. Bu hacimler (Şekil 2.1.) [14] :

- Tanımlanabilir tümör hacmi (Gross Tumor Volume, GTV),
- Klinik hedef hacim (Clinical Target Volume, CTV),
- Planlanan hedef hacim (Planning Target Volume, PTV),
- Tedavi hacmi (Treated Volume),
- Işınlanan hacim (Irradiated Volume),
- Riskli organ (Organs at Risk, OR)



Şekil 2.1. Radyoterapide kullanılan hacimler

Tanımlanabilir tümör hacmi, sınırları belirgin kitlenin bulunduğu ve malign büyümenin olduğu yerdir. Genişliği ve miktarı fizik muayene ve görüntüleme yöntemleriyle saptanabilen tümör hacmidir.

Klinik hedef hacim, tanımlanabilir tümör hacmini veya yok edilmesi gereken hastalığı içeren doku hacmidir. Radyoterapinin amacına ulaşabilmesi için bu hacmin tamamen tedavi edilmelidir.

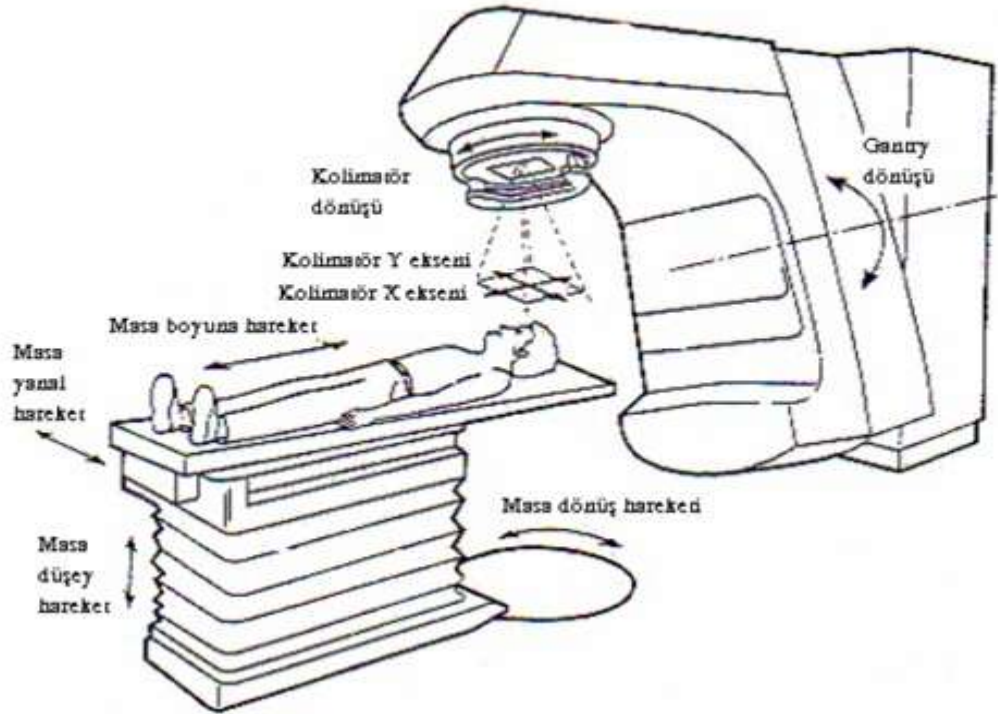
Planlanan hedef hacim, tedavi için kullanılan geometrik bir kavramdır. Ayrıca bu tanım, önceden belirlenen ve klinik hedef hacime verilmek istenen doz için uygun demet alanı ve uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılır.

Tedavi hacmi, planlanan hedef hacime verilmek istenen doz değerindeki izodoz eğrisiyle çevrilmiş hacimdir. Tedavi tekniklerinin sınırlı olması nedeniyle belirlenen dozu sadece hedef veya planlanan hacime vermek imkânsızdır. Bu nedenle tedavi hacmi planlanan hedef hacimden daha büyüktür.

Işınlanan hacim, normal doku toleransına göre önemli sayılan dozu alan, tedavi hacminden daha büyük bir hacimdir. Işınlanan hacimin doz seviyesi, tanımlanan dozun %50'si olarak ifade edilir. Işınlanan hacim kullanılan tekniğe bağlıdır.

2.6. Lineer Hızlandırıcı

Lineer hızlandırıcı tedavi cihazları, uzun tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik alanlar kullanarak elektronların enerjilerini artırarak elektron ve X ışını üretmek amacı için kullanılırlar [15]. Modern bir lineer hızlandırıcı cihazıyla hasta tedavisi temsili olarak Şekil 2.2.'de gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Bir lineer hızlandırıcının genel görünümü

Modern lineer hızlandırıcılar, gantri ekseninde 360° dönerler ve eş merkezli rotasyon ışınlama tekniklerine uygun yapılmışlardır. Lineer hızlandırıcılarda, radyoaktif kobalt ünitelerinden daha yüksek enerjili ışınlar, daha keskin ve daha geniş alanlar elde etmek mümkündür. Ayrıca cilt koruyucu özellikleri kobaltın gama ışınlarından daha fazladır. Lineer hızlandırıcıların avantajları olmasına rağmen, maliyetleri yüksek ve bakımları oldukça güçtür [16].

Genelde bakırdan yapılan hızlandırıcı tüpe yüksek oranda vakum uygulanmaktadır. Tüp içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar, sinüsel elektrik alandan enerji kazanmaktadırlar.

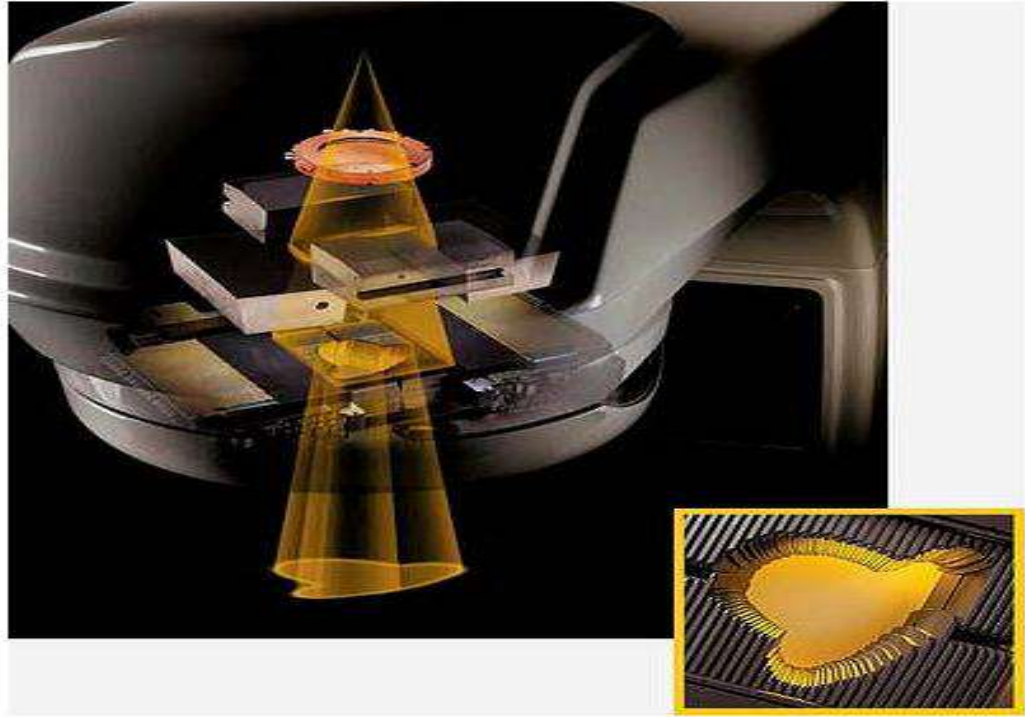
Hızlandırılan elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için, tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar kullanılmaktadır. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Yüksek enerjili medikal lineer hızlandırıcılarda yatay olarak yerleştirilmiş uzun

hızlandırıcı t p bulunmaktadır. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek ve daha küçük boyutlara sahip cihazlar üretmek amacı ile hızlandırılmış elektronlar 90° ve 270° saptırıcı magnetler ile hedef üzerine ya da hızlandırıcı tüpün dışına doğrudan gönderilmektedirler [15].

Hızlandırılmış yüksek enerjili elektronlar doğrudan y zeyssel tümörlerin tedavisinde kullanılabileceği gibi yüksek erime noktasına sahip, yüksek atom numaralı metal disk şeklindeki bir hedefe çarpıtılarak yüksek enerjili X-ışınları da elde edilmektedir (Bremsstrahlung). Bremsstrahlung olayında, elektron enerjisi, gelen elektronun enerjisine eşit maksimum enerjili X-ışınının spektrumuna dönüşmektedir. Elektron tedavilerinde elektron demeti bir saçıcı tabakaya çarpıtılarak homojen elektron dağılımı sağlanacak şekilde genişletilmektedir. Lineer hızlandırıcılarda elde edilen X-ışınları demeti monoenerjik olmayıp, enerji spektrumuna sahiptirler [17].

Çok Yapraklı Kolimatörler

Geleneksel kolimatörler sadece kare veya dikdörtgen alanlar ile sınırlıdır. Kurşun blok kullanılmaksızın düzensiz şekilli geometrik alanları ışınlamak için çok yapraklı kolimatörler ( YK) geliştirilmiştir (Resim 2.1). Çok yapraklı kolimatörler tümör ve riskli organların şekline uygun olarak ışın alanının kolay ve hızlı şekillendirilmesini sağlar. Tek bir metal blok yerine birbirinden bağımsız hareket edebilen küçük tungsten yapraklardan oluşur. Tungsten yüksek yoğunluğa sahip, kolay işlenebilir, düşük esneme katsayılı ve çok pahalı olmayan bir malzeme olduğundan  YK materyali olarak kullanılmaktadır. Saf tungsten yoğunluğu 19.3 gr/cm³ iken tungsten alaşımlarının yoğunlukları 17-18,5 g/cm³ arasında değişmektedir. Saf tungsten nikel, bakır ve demir gibi elementlerle katkılandırılarak farklı kombinasyonlu tungsten alaşımları elde edilebilir [18].



Resim 2.1. Çok yapraklı kolimatör sistemi

2.7. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Tedavi planlama sistemi belirli bir program altında çalışabilen yazılımdan oluşan bir sistemdir. Bilgisayar ortamında farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde, istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturmak ve bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak hastaya yöneltmek ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını görmek mümkündür. Tedavi planlama sisteminde doz hesaplamaları yapmak için, kullanılan lineer hızlandırıcıya ait birçok parametre, planlama sistemine girilmelidir. Bunlar; lineer hızlandırıcıya ait demet enerjileri, doz verimi, derin doz yüzdesi (%DD), doku-hava oranı (TAR), saçılma-hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (Sc) ve fantom saçılma faktörü (Sp) gibi dozimetrik parametrelerdir. Planlama sistemi, içerdiği doz hesaplama algoritmalarıyla her hastanın tedavisinde kullanılacak foton ya da elektron enerjisi, alan boyutu, derinlik ve kullanılan aksesuarlara (kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu, bolus vb.) ait parametrelerle doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar

sonunda, radyasyonun hedef içindeki doz dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz oranları belirlenebilmektedir [19].

İleri planlama

Bu tedavi planlama yönteminde planlayıcı, önce demet parametrelerini (demet yönü, sayısı, genişliği), yaprakların pozisyonunu, her bir demetin doz ağırlığını, kullanılacak kama filtre oranlarını, koruma bloğu ve bolus gibi malzemeleri tanımlar. Daha sonra, izodozlar ya da noktasal doz hesabı yapılır. Doz dağılımından, planın kabul edilip edilmeyeceğine karar verilmektedir. İstenilen doz dağılımını elde etmek için, planlayıcı, parametreleri değiştirerek planı modifiye edebilmektedir [20].

Ters planlama

Ters planlama, hedefte istenilen dozu sağlarken riskli organ hacmine izin verilen tolerans limitleri doğrultusunda otomatik hesap yapan planlama şeklidir. Algoritma daha iyi bir doz dağılımı elde etmek için demet parametrelerini başlangıçta belirlenen amaçlar doğrultusunda daha etkin kullanmaktadır. Bu yöntemde planlama yapan kişi blok, kama ya da demetlerin yönünü seçmez, sadece riskli bölgeleri ve sınırlamaları belirler. Planlar daha çok doz-hacim histogramlarına dayanarak yapılmaktadır. Bilgisayar kontrollü yapraklar, alan demetini sınırlamak ve demet şiddetini ayarlamakta kullanılır. Optimizasyon en uygun tedavi planı oluşturulmaktadır. Ters planlama sistemi, ileri planlama sisteminden daha etkilidir [21].

Doz hacim histogramı (DVH)

Doz hacim histogramı tedavi planlama sistemlerinde, hastanın tedavi edilecek hedef hacimlerinin ve kritik organlarının alacağı dozları ve bu dozları alan hacimleri gösterir. Bir doz-hacim histogramı sadece, hacmin ne kadar doz alacağıyla ilgili nicel bilgiyi sağlamakla kalmaz, aynı zamanda belirlenen her anatomik yapı için çizilen bir eğri ile tüm doz dağılımını özetler. Bu nedenle elde edilen planların değerlendirilmesi ya da planların karşılaştırılması için önemli bir araçtır.

3. MATERİYAL ve METOD

3.1. Materyaller

Bu çalışma Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde yapılmış olup, klinikte mevcut olan aşağıdaki materyaller kullanılmıştır.

1. Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı ve planlama sistemi
2. Tomoterapi lineer hızlandırıcı ve planlama sistemi

Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı ve tedavi planlama sistemi

Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı, iki ve üç boyutlu radyoterapi için tasarlanan bir cihazdır. 6, 18 MV enerjili fotonları ve 6, 10, 12, 15, 18, 22 MeV değerinde 6 farklı enerjide elektronlar üretebilen, 40 çift yaprağı olan kölimatör sistemine sahip lineer hızlandırıcıdır (Resim 3.1.). Çok yapraklı kölimatör sistemi sayesinde özellikle koruma bloklarına ihtiyaç duyulmadan tümörün veya hedefin şekline uygun geometrik alanlar oluşturulabilmektedir. Kaynak cilt mesafesi 100 cm'de açılabilen alan boyutları minimum 0.5 cm x 0.5 cm, maksimum ise 40 cm x 40 cm'dir. Yaprakların kalınlığı 1 cm ve merkezi eksenden karşı tarafa geçme mesafesi 12,5 cm'dir. Elektronik portal görüntüleme (EPG) sistemi ile ışınlanan hedefin kontrolü elektronik ortamda yapılmaktadır.



Resim 3.1. Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı

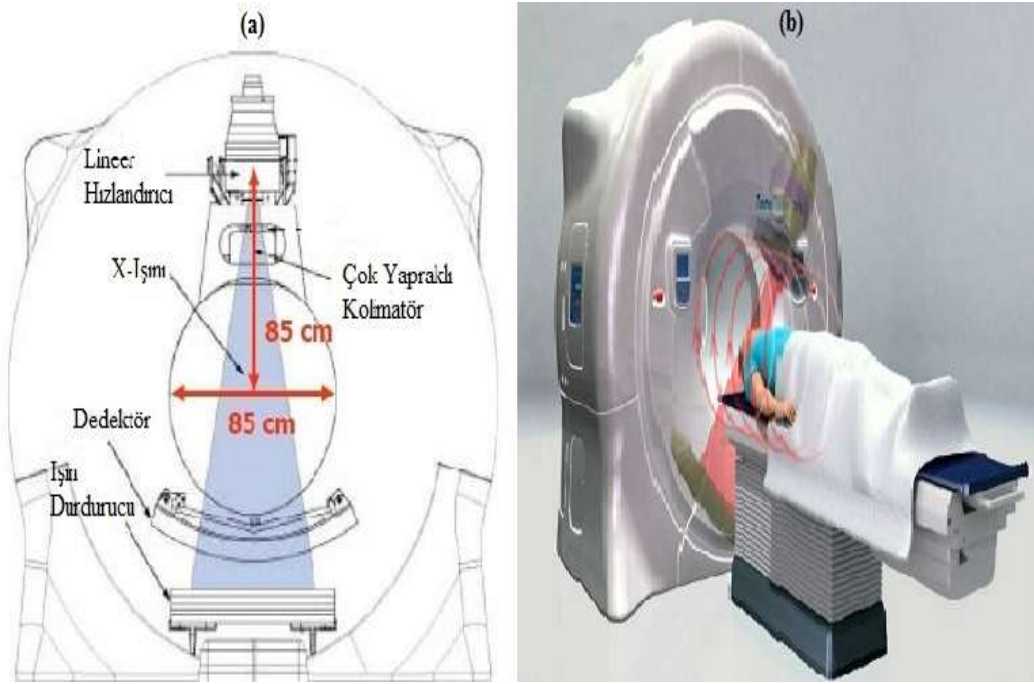
Precise Plan Release 2.15, Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazına özel tedavi planlama sistemidir. İşletim sistemi olarak Linux ile çalışmakta, ağ sistemi sayesinde dijital görüntü alışverişi yapabilmektedir (Resim 3.2.). Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve planın değerlendirilmesini sağlamaktadır



Resim 3.2. Precise planlama sisteminden alınan ekran görüntüsü

Tomoterapi lineer hızlandırıcı ve planlama sistemi

Tomoterapi sözcüğü kesit tedavisi anlamına gelmektedir. Tomoterapi cihazında geleneksel lineer hızlandırıcılardaki gibi ışın alanı olmaksızın hasta kesit kesit ışınlanır. 6 MV foton üreten bu cihaz bilgisayarlı tomografi cihazına benzemektedir. Işınlr çok yapraklı kolimatör sistemi ile ayarlanarak tedavi masası hareket ederken hastaya kesit kesit verilir. 85 cm kaynak cilt mesafesine sahiptir (Şekil 3.1.).

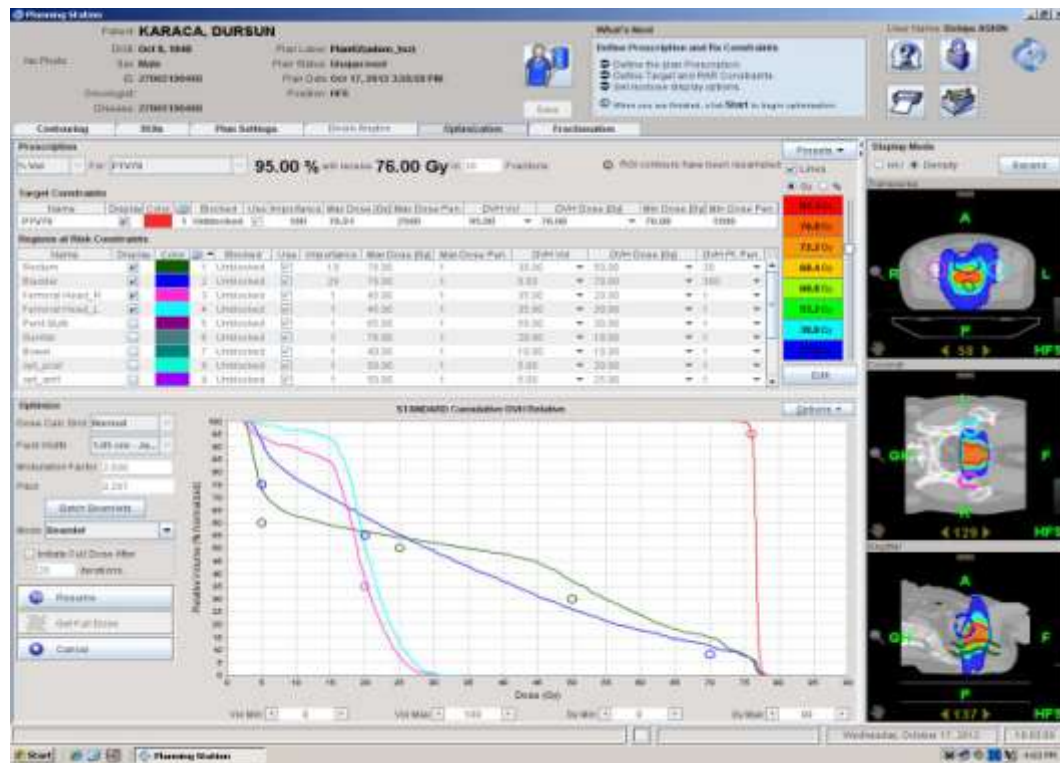


Şekil 3.1. (a) Tomoterapi tasarımı (b) Tomoterapi lineer hızlandırıcının genel görünümü

Cihaz sadece yoğunluk ayarlı radyoterapi yapmak için üretildiğinden ışın yoğunluğunu ayarlayan filtre kullanılmamıştır. Sistem dedektörler sayesinde tomografik görüntü alarak bunları üç boyutlu hale getirir. Görüntü alınırken, fotonların enerjisi 3 MV'ye düşmektedir. 64 adet ikili yaprağı olan çok yapraklı kolimatör kullanılmaktadır (Şekil 3.2.). Yaprakların 3 farklı açılma boyutu bulunmaktadır. Bunlar 1.0, 2.5 ve 5.0 cm iken enine ekseninde alan boyutu 40 cm'dir. Yapraklar kalınlıkları 0,625 cm, yükseklikleri 10 cm olup %95 tungsten içeren alaşımdır. Cihaz bir tam dönüşünde 51 farklı noktada ışınlama yapmaktadır. Işınlamanın başında ve sonunda yapraklar kapalıdır. Tomoterapi cihazında kaynağın bir tam dönüşünü gerçekleştirdiği zaman içinde tedavi masasının hareket miktarını bilmek önemlidir.

Tomoterapi tedavi planlama sistemi ters planlama yapan bir planlama sistemidir. Sistemde sadece 6 MV foton enerjisi verisi yüklüdür. Yazılım yardımı ile kritik organlar kısmen ya da tamamen bloklanabilmektedir. Kısmi bloklamada risk

altındaki organ sadece gelen ışının çıkışından ışınlamaya maruz kalırken tam bloklamada risk altındaki organ ne girişten ne de çıkıştan ışına maruz kalmamaktadır. Plana, kalite kontrol sekmesinde hazırlanan planın test fantom üzerine aktarılması ve setup işlemi yapılır. Kalite kontrol kısmında ise fantom üzerinde film veya iyon odası ile yapılan ışınlamadan elde edilen veriler değerlendirilerek plan onayına karar verilir (Resim 3.3).



Resim 3.3 Tomoterapi planlama sisteminden alınan ekran görüntüsü

3.2. Metod

3.2.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT)

İki boyutlu geleneksel radyoterapide çekilen film görüntüleri referans alınarak tümör ışınlanırken bloklar yardımıyla sağlam organlar korunmaya çalışılıyordu. Üç boyutlu konformal radyoterapide ise bilgisayarlı tomografi ile tümörün ve hasta anatomisinin üç boyutlu görüntülenmesini sağlamaktadır. Bu görüntülerin her bir kesitinde sınırların belirlenmesi işlemi konturlama olarak adlandırılır [15]. Konturlama işlemi

ile kesitler üzerinde kritik organlar ve görünen tümör hacmi belirlenir. Ayrıca ICRU 50 ve 62 kriterlerine uygun olarak klinik hedef hacim ve planlanan hedef hacim oluşturulur. Planlanan hedef hacimlere uygun ve kritik organ korumalı ışınlamalar lineer hızlandırıcının tedavi masası etrafında 360⁰ dönebilen gantrisi ile çok yapraklı kolimatörler sayesinde yapılır.

3.2.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART)

Üç boyutlu konformal radyoterapinin gelişmiş bir formu olan yoğunluk ayarlı radyoterapide ana demet, hedef bölgede farklı yoğunluklar oluşturacak şekilde ayarlanmış daha küçük demetçiklere bölünür. Bu şekilde oluşan doz dağılımının konvansiyonel tedavilerden en önemli farkı çevre kritik organların daha iyi korunabilmesidir. Bu nedenle yoğunluk ayarlı radyoterapide hedef bölgede daha yüksek dozlara çıkabilme imkanı sağlanır. Günümüzde iki temel yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulama tekniği kullanılmaktadır. Bunlar statik (Step and Shoot) ve dinamik (Sliding Window) teknikleridir. Statik teknikte tedavi planlama sisteminde önceden belirlenen sabit lif pozisyonlarında ışınlama yapılır. Liflerin hareketi sırasında ise ışınlama yapılmaz. Dinamik teknikte ise ışınlama sırasında lifler hareketlidir [22].

3.2.3. Tedavi planlamaları

Tomografi çekimi ve konturlama

Çalışmamızda prostat kanseri tanılı 10 hastanın tedavi öncesi tomografi görüntüleri, sırt üstü pozisyonda alınmıştır. Kesitler tümörün bulunduğu bölgeyi kapsayacak şekilde 3 mm kalınlıkta taranmıştır. Taranan kesitler özel bir program sayesinde konturlanarak üç boyutlu anatomik görüntü elde edildi. Tıpta dijital görüntüleme ve iletişim sistemiyle her iki tedavi planlama sistemine aktarıldı.

Üç boyutlu konformal radyoterapi planlarının oluşturulması

Burada rektum ve mesanenin daha az doz alması için 0° ve 180° açıları olmadan 45° , 90° , 135° , 225° , 270° ve 315° açılarında 6 tedavi alanı oluşturuldu. Işınlanacak bölgenin cilt yüzeyine olan uzaklığı tüm açılarda 10 cm'den fazla olduğu için cihazın 18 MV foton enerjisi seçildi. Oluşturulan alanların çok yapraklı kolimatörleri hedefe göre şekillendirilerek hedefin %95'i 76 Gy dozu 38 günde alacak şekilde hesaplama yaptırıldı. Bu işlemler her hasta için tekrarlanarak doz-hacim histogramları elde edildi.

Tomoterapi planlarının oluşturulması

Tedavi planlama sistemine gelen görüntüler kullanılarak hedef ve etrafındaki kritik organlar öncelik ve önem sırasına göre numaralandırıldı. Bir sonraki adımda her hasta için hedef büyüklüğüne bağlı olarak ayarlanan 1.0, 2.5 ve 5.0 cm olan kolimatör boyutlarından 1.0 cm seçilerek hedefin %95'i 76 Gy dozu 38 günde alacak şekilde doz tanımlaması yapıldı. Tomoterapi planlama sistemine özgü parametreler ayarlandıktan sonra demetçik hesaplatılması için komut verildi. Optimizasyon kısmında istenilen doz-hacim eğrilerini elde etmek amacıyla hedef ve kritik organlar için önem derecesi, maksimum ve minimum doz ile tolerans doz değerlerine rölatif sayılar verilerek optimizasyon işlemi başlatıldı. Bu işleme istenilen değerlere ulaşıncaya kadar devam edildi ve aynı işlem her hasta için tekrarlanarak doz-hacim histogramları elde edildi.

4. BULGULAR

Bu çalışmada, 10 farklı hasta için, üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve tomoterapi planlama sistemlerinden doz-hacim histogramları elde edilerek, ışınlaması planlanan hedef hacim (PTV) ve etrafındaki kritik organların aldığı dozlar karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmada hedef hacmin %95'inin aldığı doz değeri ile minimum ve maksimum doz değerine bakılmıştır. Doz homojenliği anlamına gelen homojenite indeksi hesaplanırken hedef hacmin aldığı maksimum doz değeri ile %95'inin aldığı doz değeri kullanılmış ve iki planlama arasındaki fark % olarak bulunmuştur. Kritik organlar karşılaştırılırken, rektumda 50 Gy ve 65 Gy doz alan hacmine, mesanede 65 Gy ve 70 Gy doz alan hacmine, femur başlarında ise maksimum doz değeri ile 50 Gy doz alan hacimlerine bakılmış ve iki planlama arasındaki değişimler hesaplanarak karşılaştırılmıştır. Bu değerler kullanılarak çizelgeler oluşturulmuştur. Maksimum doz değeri, doz-hacim histogramında eğrinin hacim ekseninde 0 ile kesiştiği noktadan, minimum doz değeri ise, doz-hacim histogramında eğrinin hacim ekseninde 100 ile kesiştiği noktadan belirlenir. V= doz verilen hacmin yüzde değerini ifade eder. (Örnek: V50, 50 Gy doz alan % hacim)

Homojenite indeksi (HI) hesaplaması;

$$HI = \frac{PTV_{max}}{PTV_{95}}$$

PTV_{max} = PTV'nin maksimum doz değeri

PTV_{95} = PTV'nin %95'inin aldığı doz değeri

% fark hesaplaması;

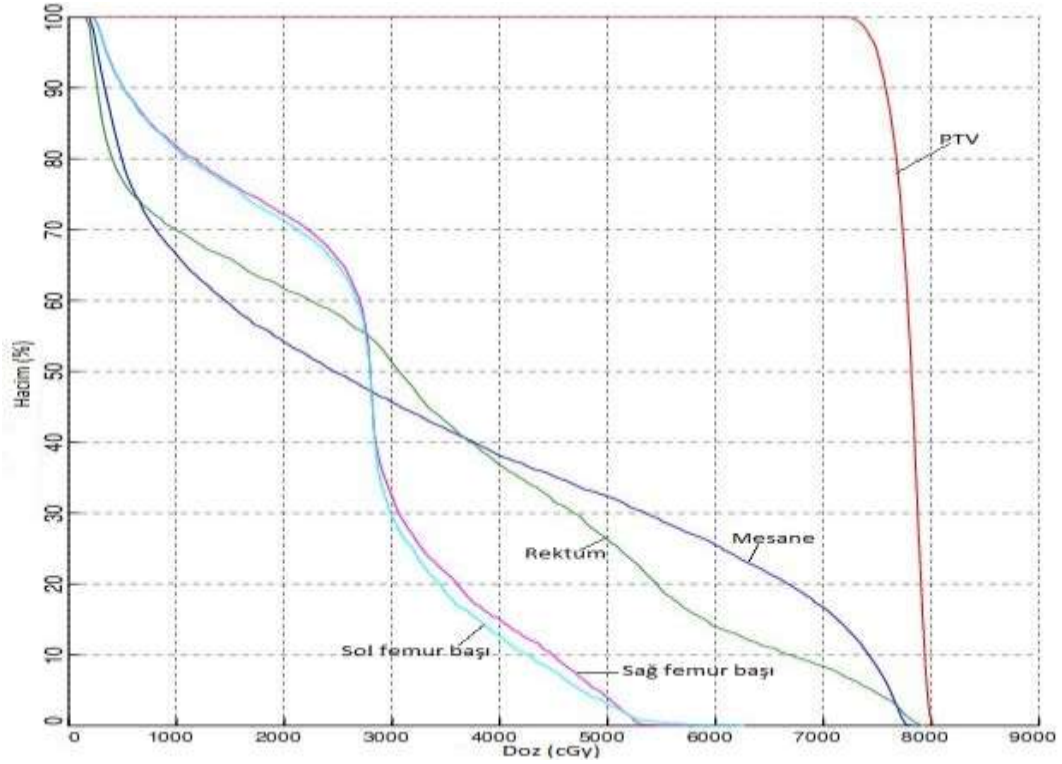
$$\%fark = \frac{3BKRT_{HI}}{Tomoterapi_{HI}}$$

$3BKRT_{HI}$ = Üç boyutlu konformal radyoterapi homojenite indeksi

$Tomoterapi_{HI}$ = Tomoterapi homojenite indeksi

4.1. Hastalara Ait Doz-Hacim Histogramları

Şekil 4.1.(a) ve (b)'deki doz-hacim histogramları kullanılarak 1 no'lu hasta için PTV ve kritik organların aldığı dozlar aşağıda gösterilmiştir.

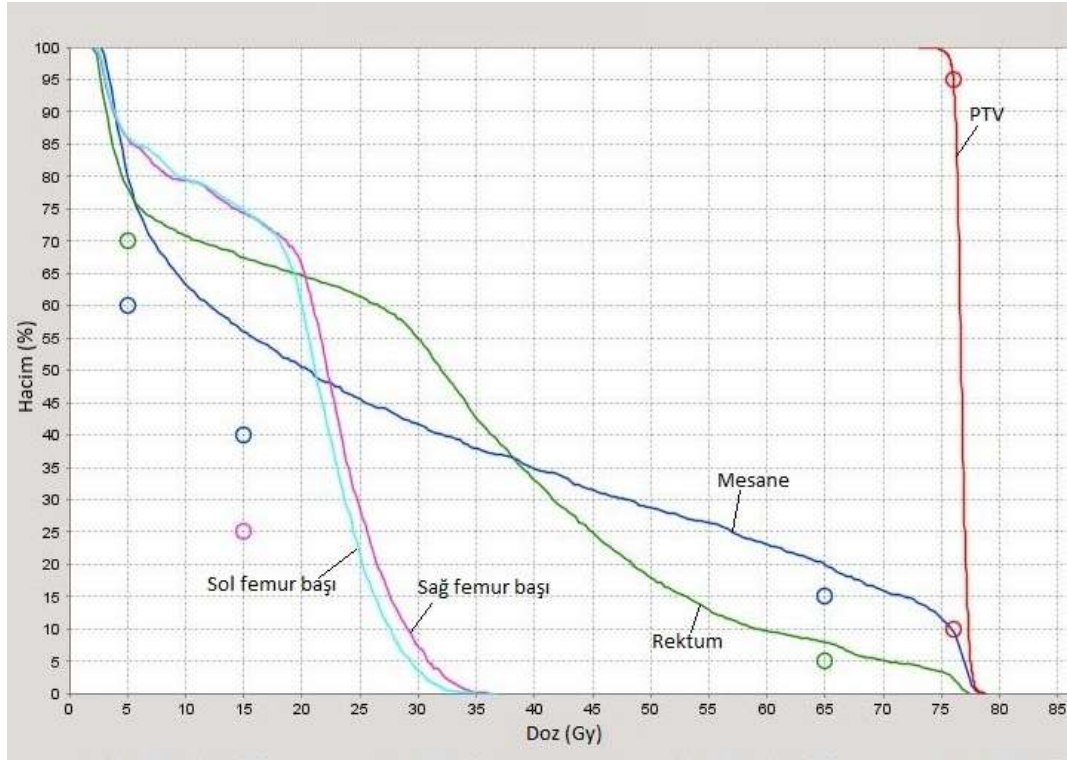


Şekil 4.1.(a) 1 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı

Şekil 4.1.(a)'daki histogramda PTV'nin aldığı minimum doz 7160 cGy, maksimum doz 8022 cGy ve %95'inin aldığı doz 7485 cGy'dir. Rektumun V50=%26, V65=%12, mesanenin V65=%22, V70=%17, sağ femur başının aldığı maksimum doz 5701 cGy, V50=%4 ve sol femur başının aldığı maksimum doz 6229 cGy V50=%3'tür.

$$HI = \frac{8022}{7485} = 1,071$$

bulunur.



Şekil 4.1.(b) 1 no'lu hastaya ait tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı

Şekil 4.1.(b)'deki histogramda PTV'nin aldığı minimum doz 7294 cGy, maksimum doz 7880 cGy ve %95'inin aldığı doz 7600 cGy'dir. Rektumun V50=%18, V65=%8, mesanenin V65=%20, V70=%16, sağ femur başının aldığı maksimum doz 3602 cGy, V50=%0 ve sol femur başının aldığı maksimum doz 3674 cGy V50=%0'dır.

$$HI = \frac{7880}{7600} = 1,036$$

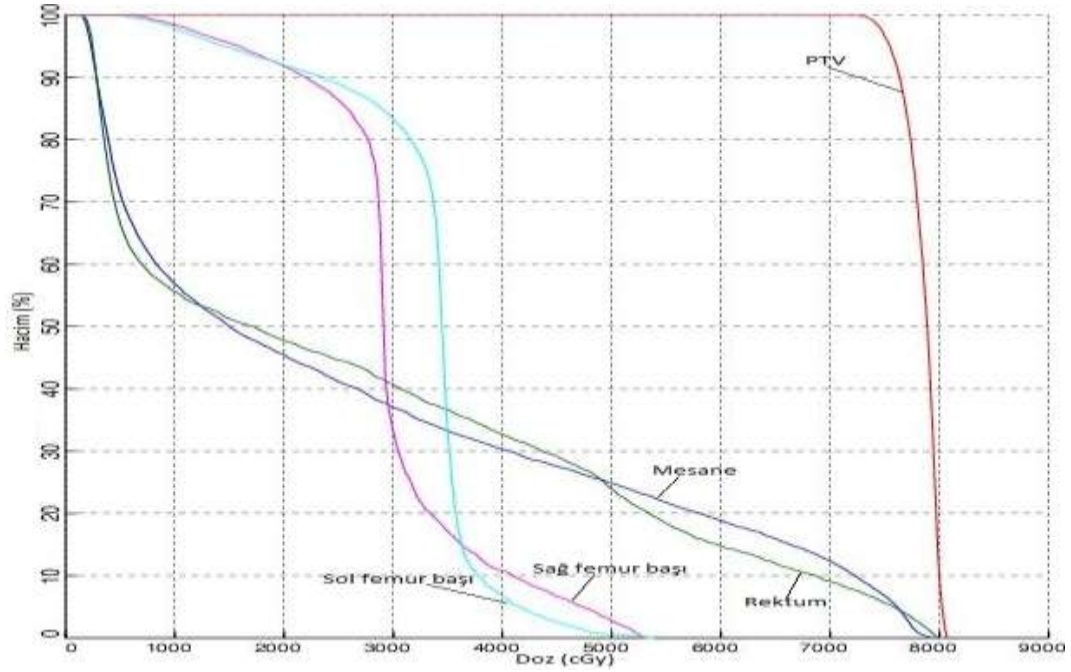
bulunur.

1 nolu hastaya ait iki planlama arasındaki HI farkı;

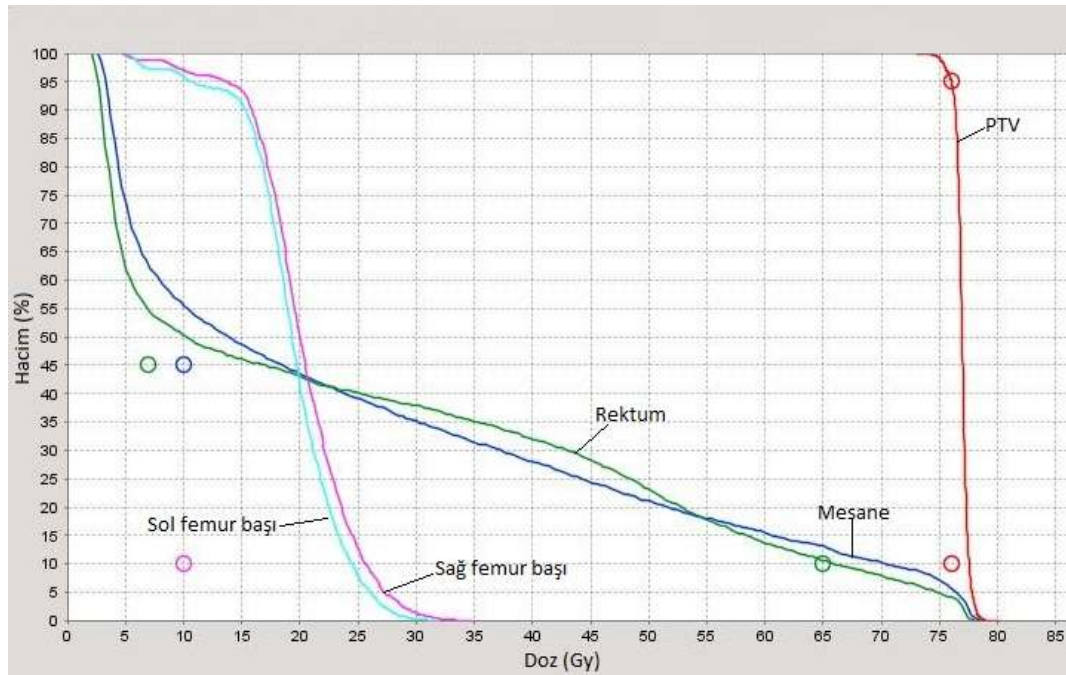
$$\% \text{ fark} = \frac{1,071}{1,036} = 3,3$$

olarak hesaplanır.

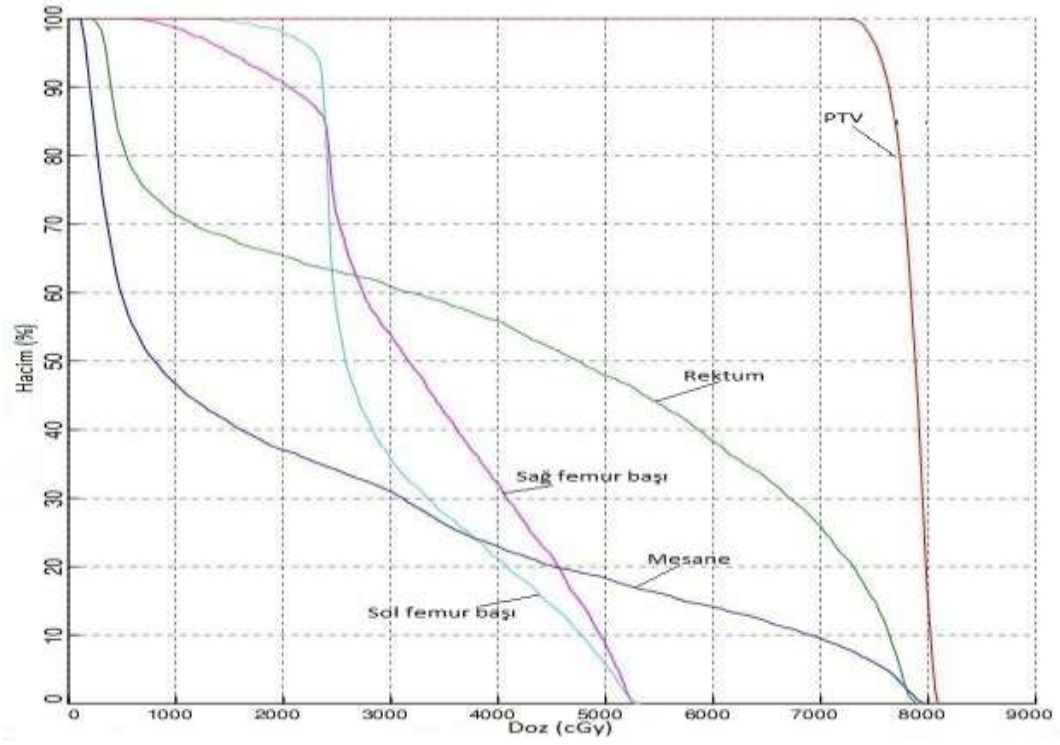
Çizelgeler oluşturulurken kullanılan doz-hacim histogramları her hasta için ayrı ayrı aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir.



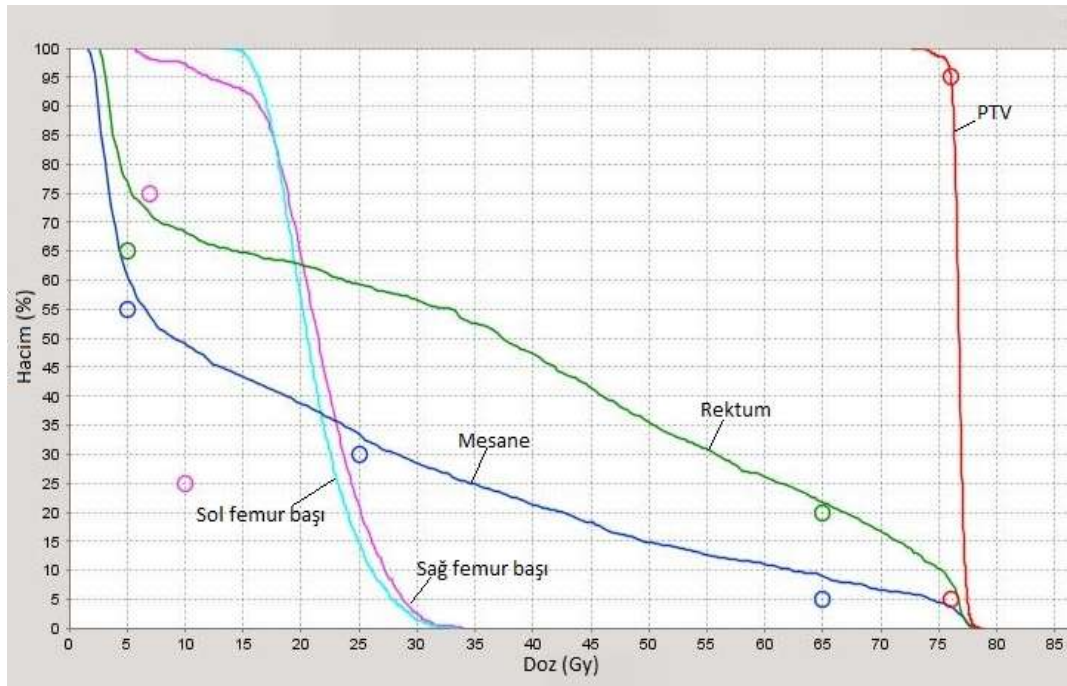
Şekil 4.2.(a) 2 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı



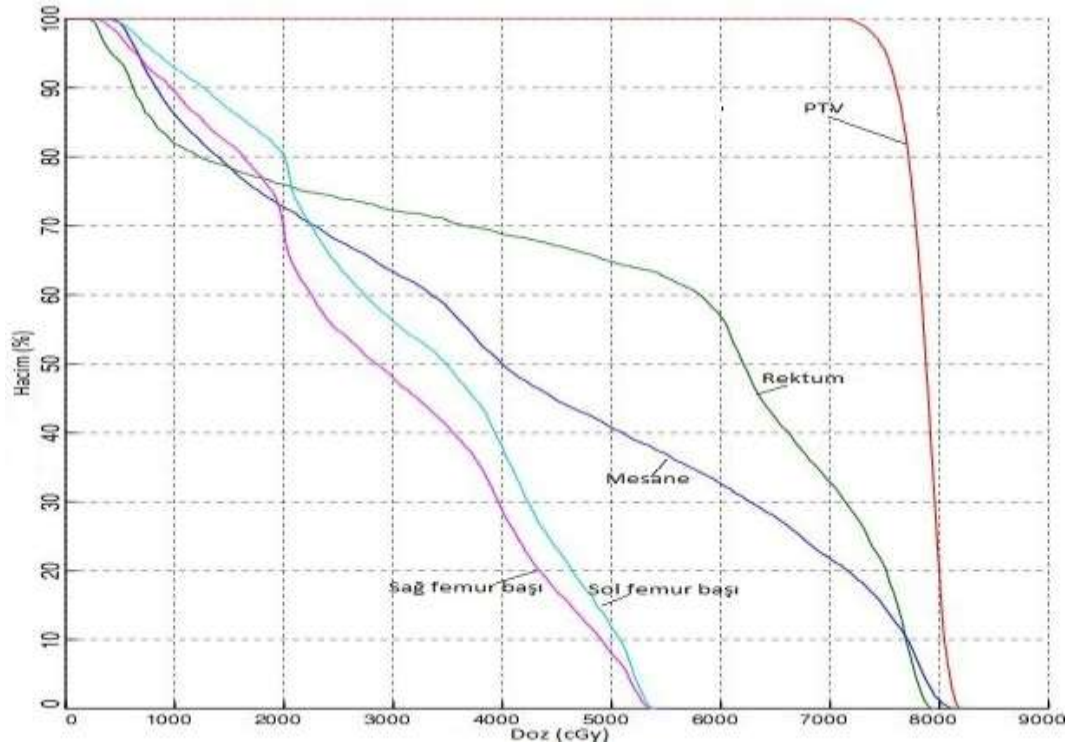
Şekil 4.2.(b) 2 no'lu hastaya ait tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı



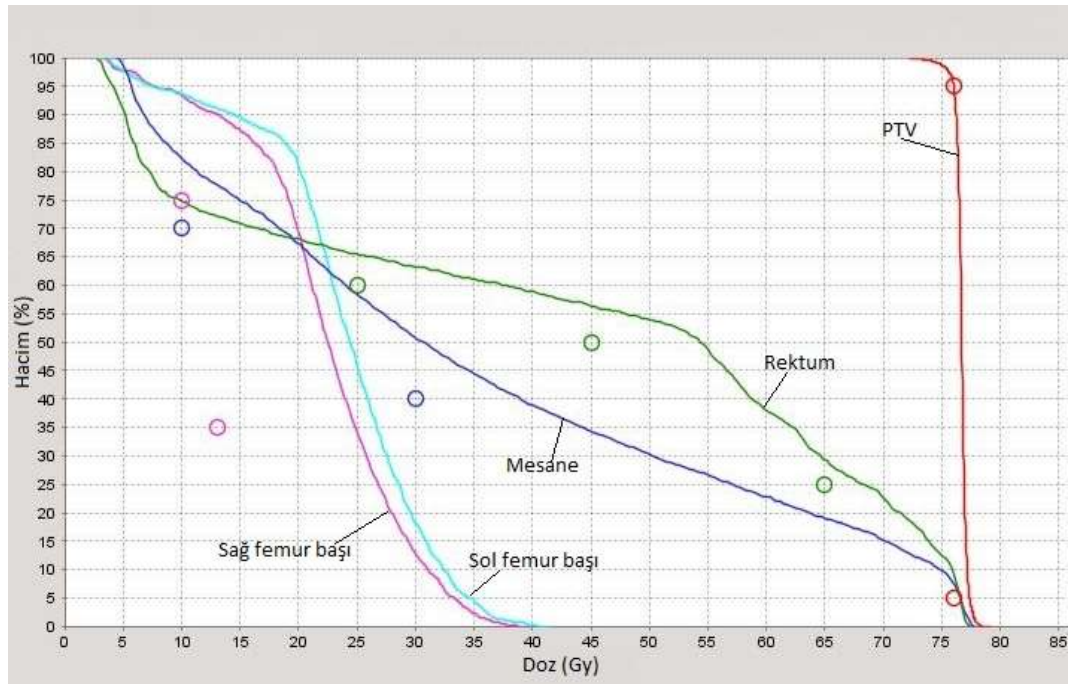
Şekil 4.3.(a) 3 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı



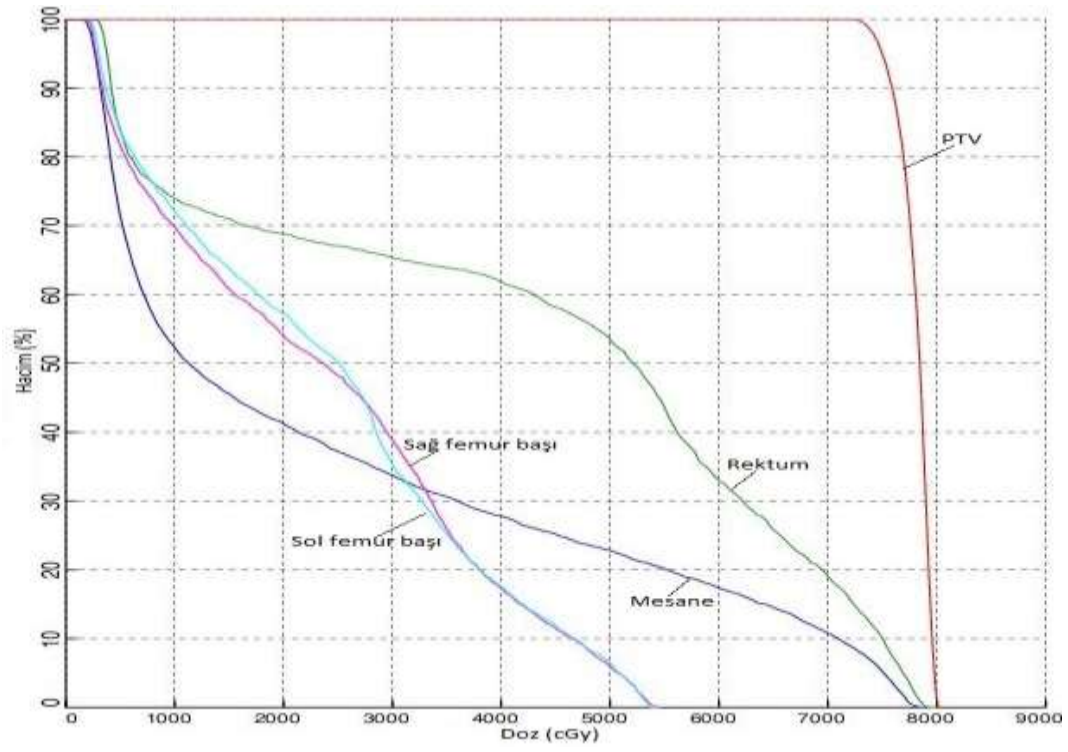
Şekil 4.3.(b) 3 no'lu hastaya ait tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı



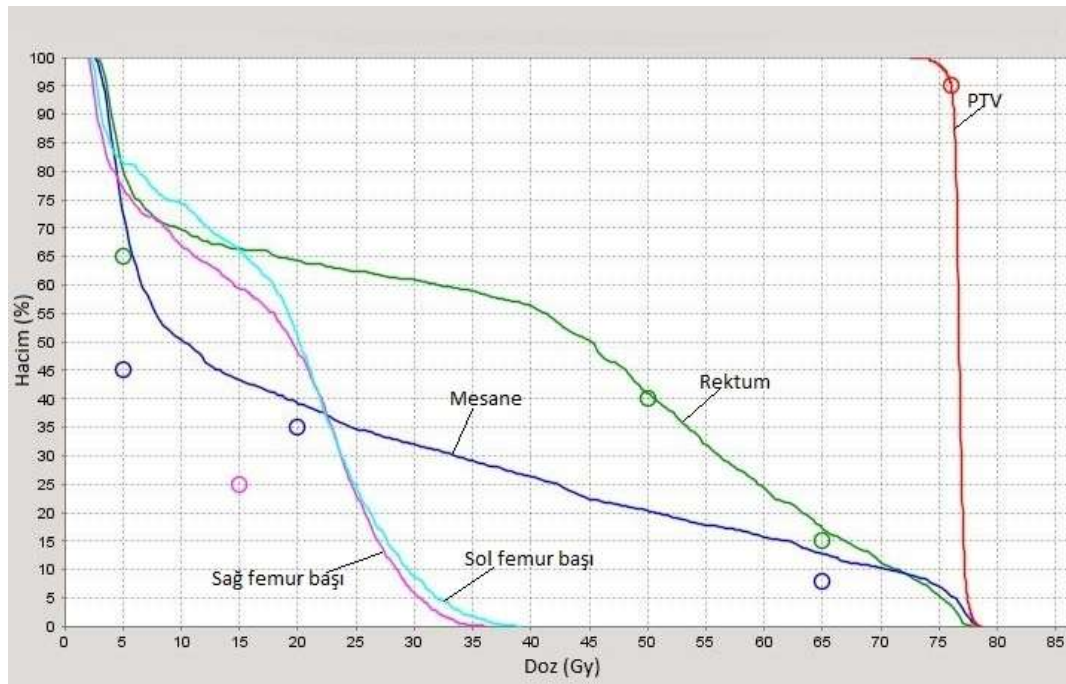
Şekil 4.4.(a) 4 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı



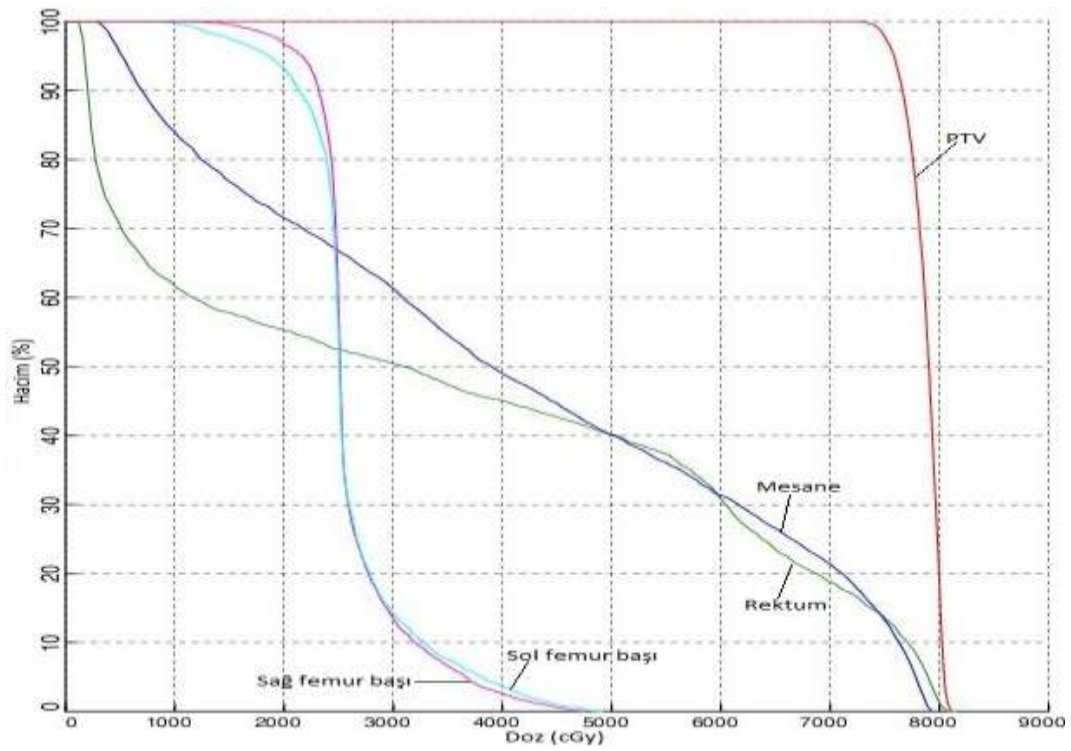
Şekil 4.4.(b) 4 no'lu hastaya ait tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı



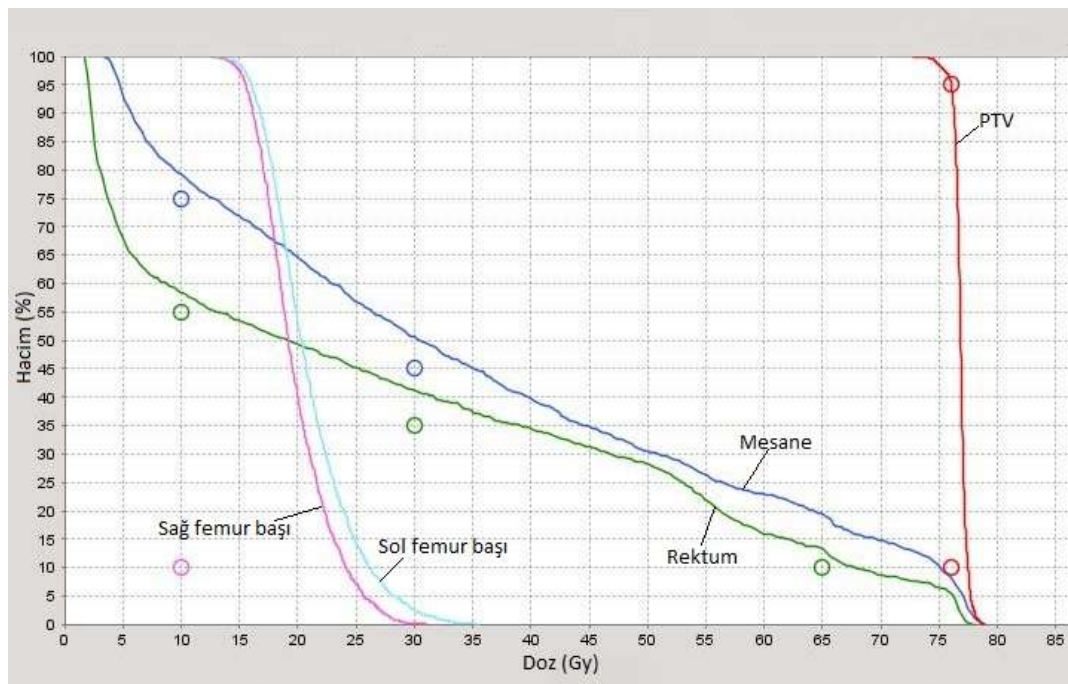
Şekil 4.5.(a) 5 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı



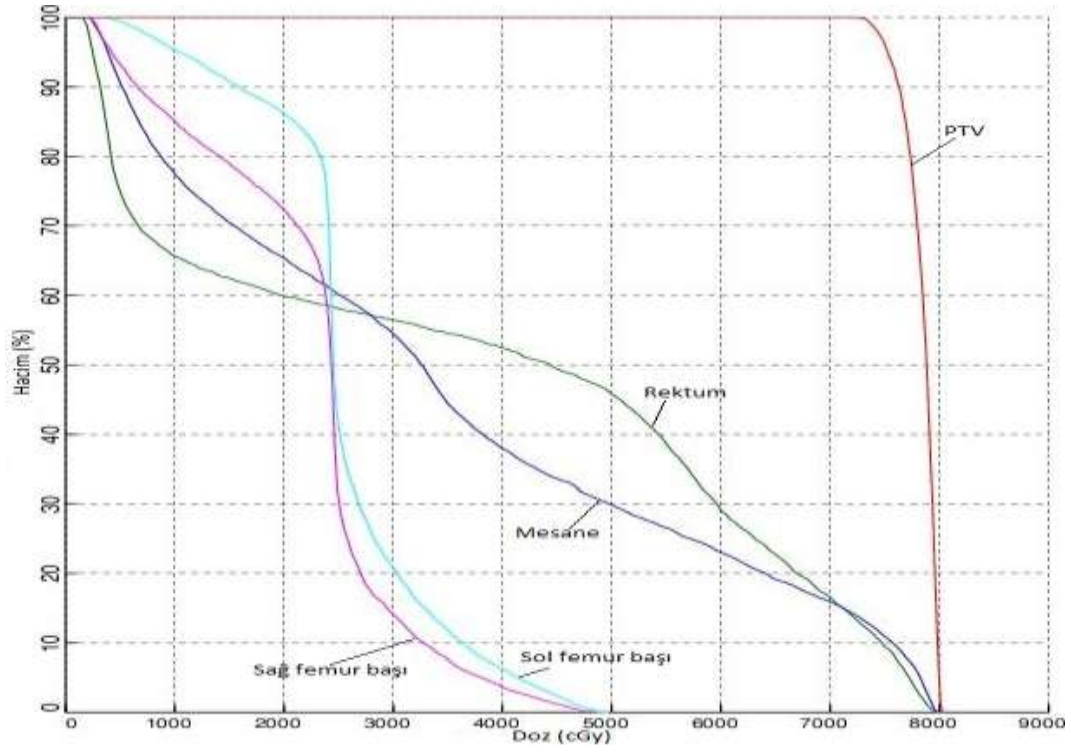
Şekil 4.5.(b) 5 no'lu hastaya ait tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı



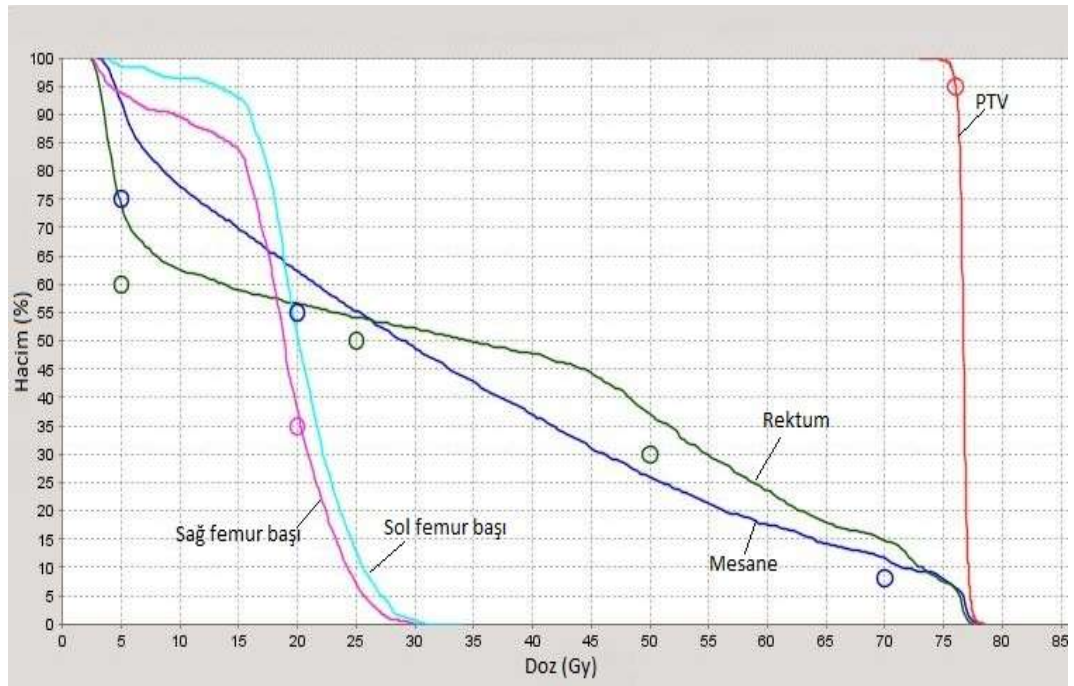
Şekil 4.6.(a) 6 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz hacim-histogramı



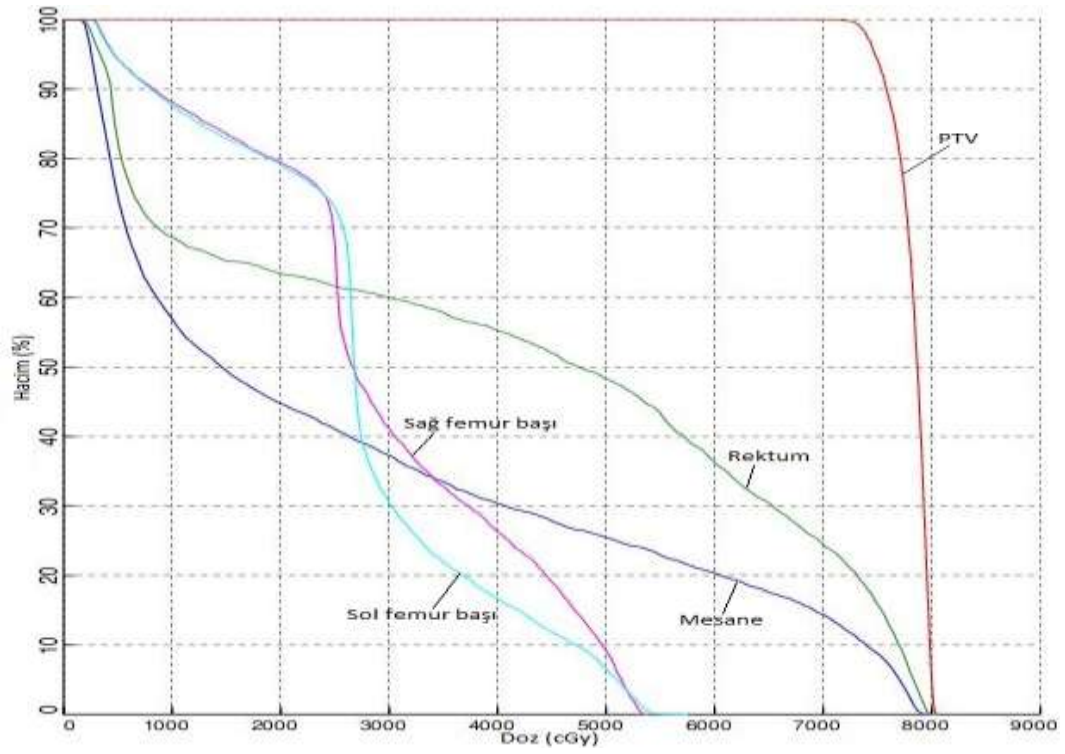
Şekil 4.6.(b) 6 no'lu hastaya ait tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı



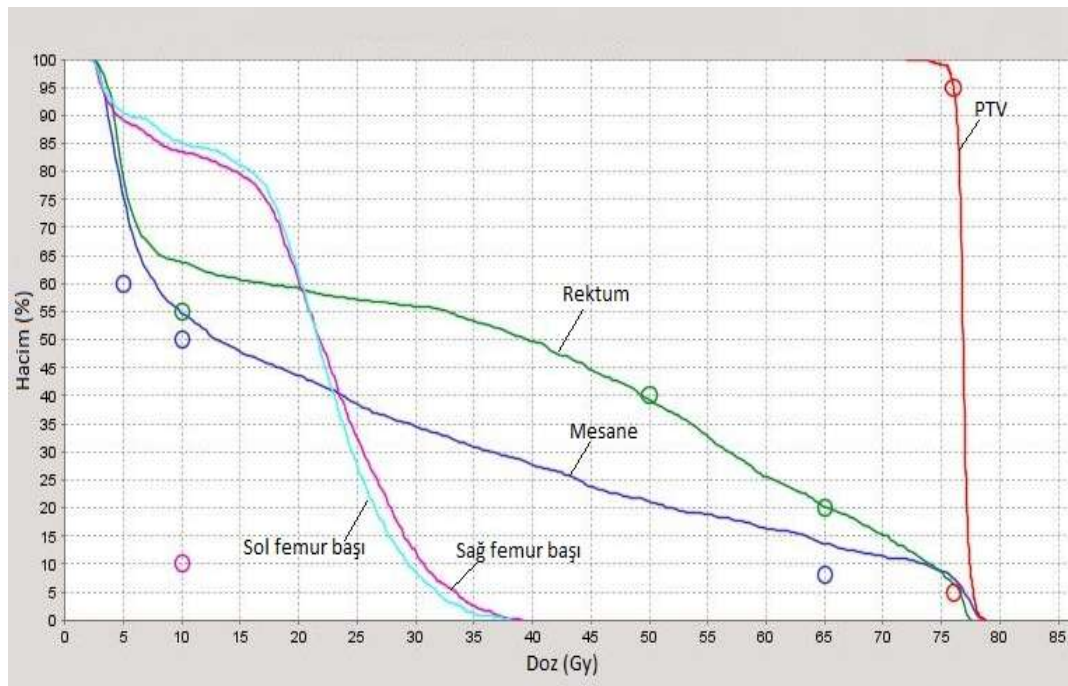
Şekil 4.7.(a) 7 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı



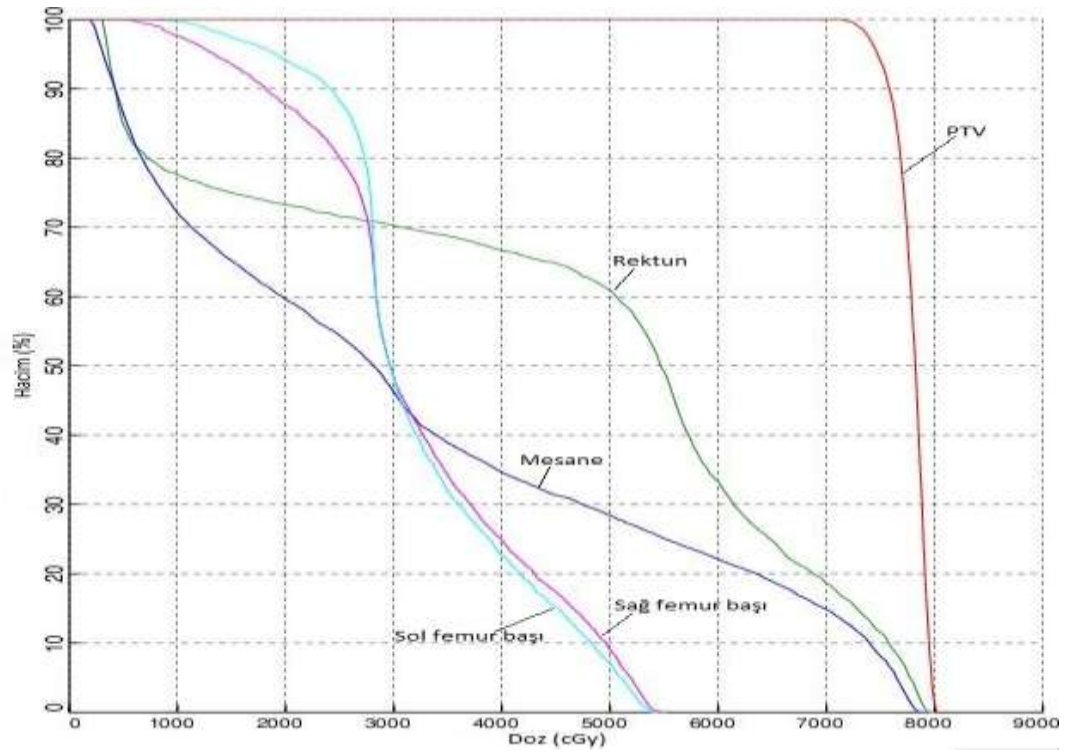
Şekil 4.7.(b) 7 no'lu hastaya ait tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı



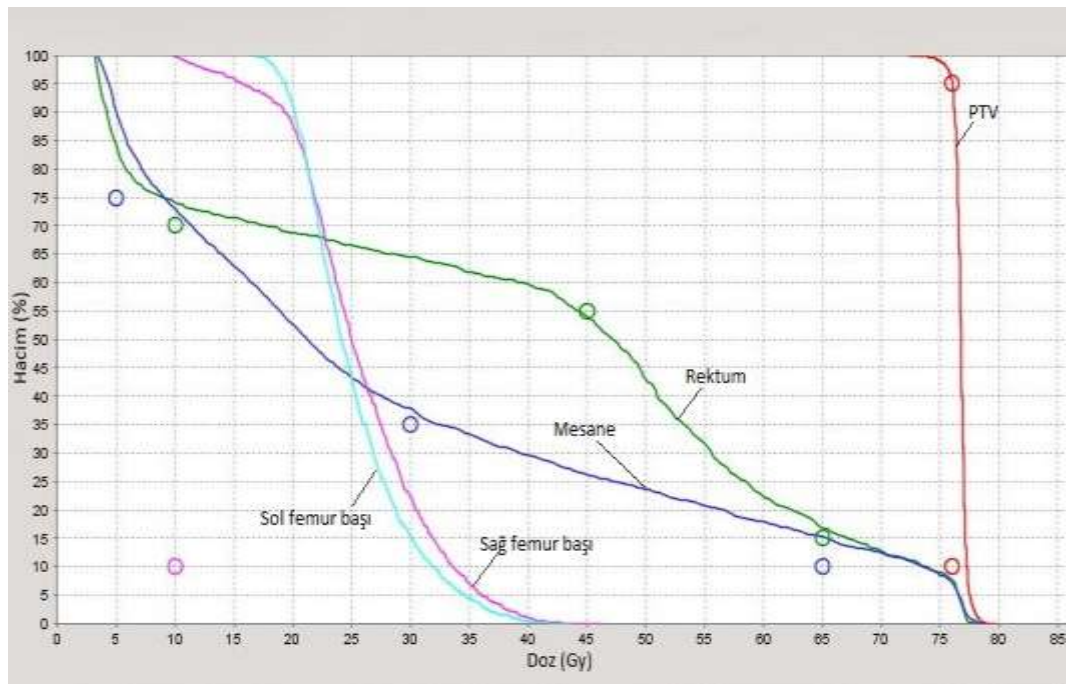
Şekil 4.8.(a) 8 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı



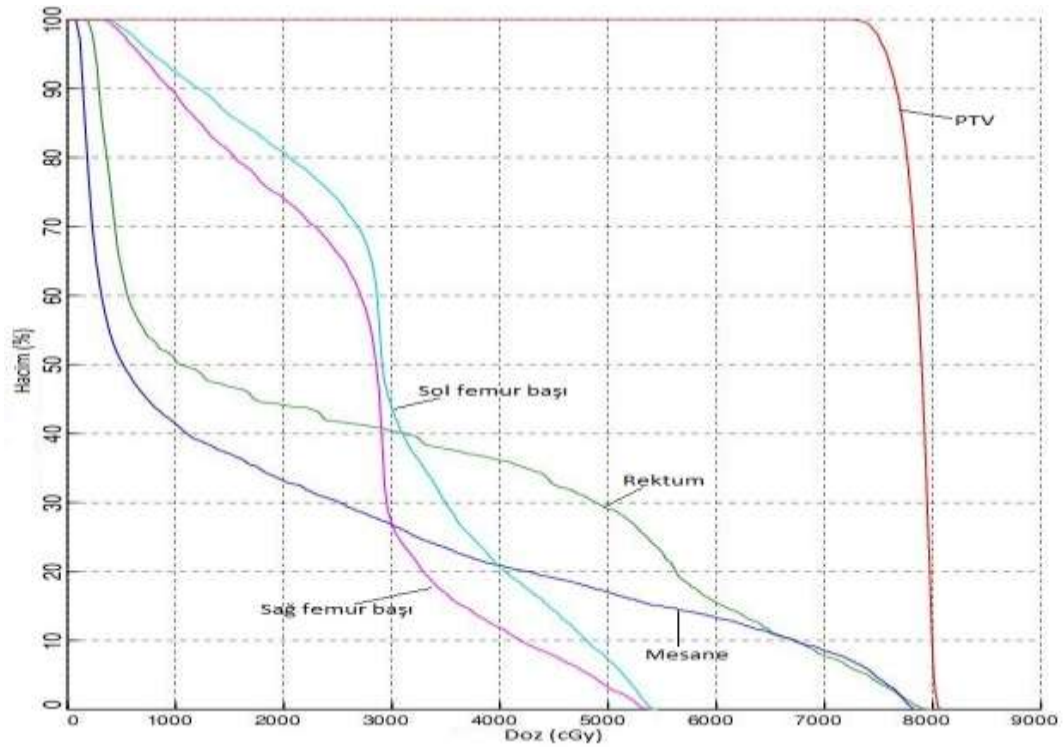
Şekil 4.8.(b) 8 no'lu hastaya ait tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı



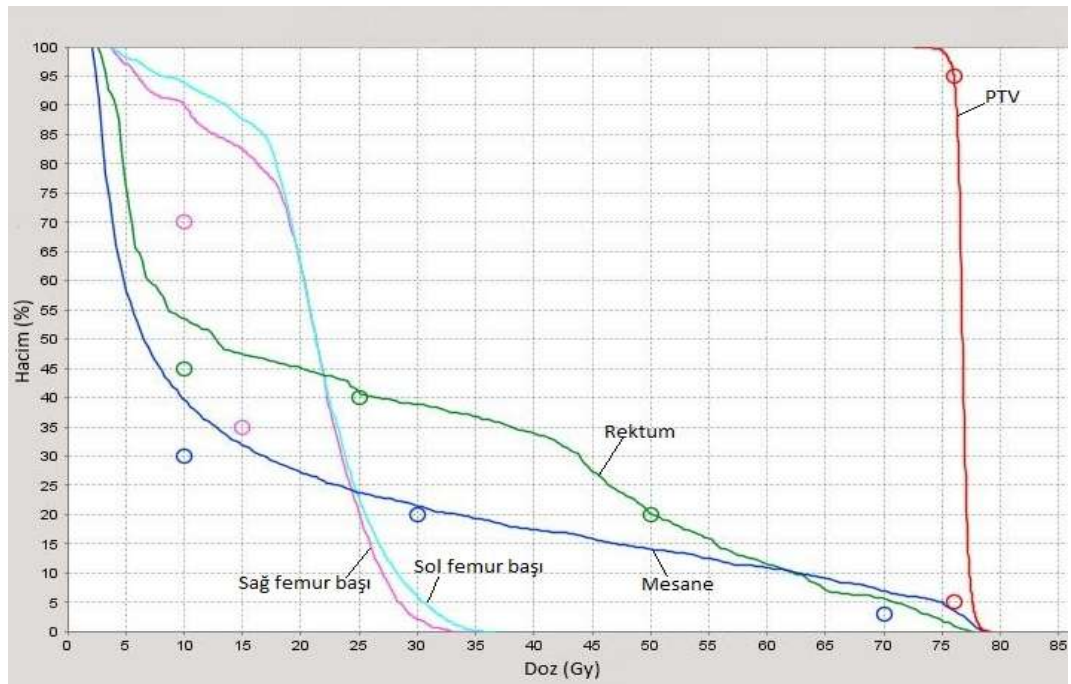
Şekil 4.9.(a) 9 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı



Şekil 4.9.(b) 9 no'lu hastaya ait tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı



Şekil 4.10.(a) 10 no'lu hastaya ait 3BKRT planlaması doz-hacim histogramı



Şekil 4.10.(b) 10 no'lu hastaya ait tomoterapi planlaması doz-hacim histogramı

4.2. Hedef Hacimler için Elde Edilen Veriler

Tüm hastaların doz-hacim histogramları incelenerek, PTV'ler için aşağıdaki çizelgeler oluşturulmuştur.

Çizelge 4.1. 10 hasta için 3BKRT ve tomoterapi planlamalarında PTV'lerin aldığı minimum ve maksimum doz değerleri

PTV			
Hasta no		3BKRT (cGy)	Tomoterapi (cGy)
1	Minimum	7160	7294
	Maksimum	8022	7880
2	Minimum	7225	7303
	Maksimum	8075	8020
3	Minimum	7032	7263
	Maksimum	8097	7902
4	Minimum	7103	7227
	Maksimum	8200	7918
5	Minimum	7145	7248
	Maksimum	8015	7874
6	Minimum	7244	7280
	Maksimum	8120	7960
7	Minimum	7180	7293
	Maksimum	8035	7856
8	Minimum	7089	7197
	Maksimum	8055	7882
9	Minimum	7136	7226
	Maksimum	8031	7965
10	Minimum	7212	7243
	Maksimum	8069	7918

Çizelge 4.2. PTV için minimum ve maksimum doz değerleri değişimi (tomoterapi planlarında oluşan azalımlar eksi ile gösterilmiştir.)

PTV		
Hasta no	Minimum doz farkı (cGy)	Maksimum doz farkı (cGy)
1	134	-142
2	78	-55
3	231	-195
4	124	-282
5	103	-141
6	36	-160
7	113	-179
8	108	-173
9	90	-66
10	31	-151
Ortalama	105	-154

Çizelge 4.3. 10 hasta için 3BKRT ve tomoterapi planlamalarında PTV'nin %95' nin aldığı doz değerleri

PTV (% 95)		
Hasta no	3BKRT (cGy)	Tomoterapi (cGy)
1	7485	7600
2	7571	7605
3	7542	7602
4	7543	7601
5	7514	7603
6	7588	7604
7	7525	7603
8	7474	7602
9	7451	7603
10	7567	7601
Ortalama	7526	7602

Çizelge 4.4. 10 hasta için 3BKRT ve tomoterapi planlamalarında PTV'nin HI değerleri ve iki planlama arasındaki % fark

PTV (HI)			
Hasta no	3BKRT	Tomoterapi	Fark(%)
1	1,071	1,036	3,3
2	1,066	1,054	1,1
3	1,073	1,039	3,2
4	1,087	1,041	4,4
5	1,066	1,035	2,9
6	1,070	1,046	2,3
7	1,067	1,033	3,2
8	1,077	1,036	3,9
9	1,077	1,047	2,8
10	1,066	1,041	2,4
Ortalama	1,072	1,041	2,9

4.3. Kritik Organlar için Elde Edilen Veriler

Hedefin etrafındaki kritik organlar (rektum, mesane, femur başları)'ın aldığı dozları ve bu dozların değişimlerini gösteren çizelgeler karşılaştırma yapmada bize kolaylık sağlamaktadır. Değişimlerde tomoterapi planları ile oluşan azalılar eksi olarak gösterilmiştir. Tüm hastalar için rektumun V50 ile V65 değerleri ve iki planlama arasındaki farklar çizelge 4.5. ile çizelge 4.6. da verilmiştir. Mesane için V65 ile V70 değerleri ve iki planlama arasındaki farklar çizelge 4.7. ile çizelge 4.8. de verilmiştir. Femur başları için maksimum doz değerleri ile V50 değerleri ve iki planlama arasındaki farklar çizelge 4.9., çizelge 4.10., çizelge 4.11. çizelge 4.12. de verilmiştir.

Çizelge 4.5. 10 hasta için 3BKRT ve tomoterapi planlamalarında rektumun 50 Gy ve 65 Gy doz alan hacimleri

REKTUM				
Hasta no	V50 (% hacim)		V65 (% hacim)	
	3BKRT	Tomoterapi	3BKRT	Tomoterapi
1	26	18	11	7
2	24	23	12	11
3	48	35	33	22
4	65	54	42	29
5	53	41	26	17
6	40	28	23	13
7	46	37	23	18
8	48	39	30	20
9	61	43	25	17
10	29	20	12	7
ortalama	44	34	24	16

Çizelge 4.6. Rektum için 50 Gy ve 65 Gy doz alan hacimlerinin değişimi

REKTUM		
Hasta no	V50 farkı (%)	V65 farkı (%)
1	-30	-36
2	-4	-8
3	-27	-33
4	-17	-31
5	-23	-35
6	-30	-43
7	-20	-22
8	-19	-33
9	-29	-32
10	-31	-42
Ortalama	-23	-31

Çizelge 4.7. 10 hasta için 3BKRT ve tomoterapi planlamalarında mesanenin 65 Gy ve 70 Gy doz alan hacimleri

MESANE				
Hasta no	V65 (% hacim)		V70 (% hacim)	
	3BKRT	Tomoterapi	3BKRT	Tomoterapi
1	22	20	17	16
2	16	13	13	10
3	12	9	9	7
4	28	19	22	15
5	15	13	11	10
6	27	19	21	14
7	19	14	16	12
8	17	14	14	11
9	19	15	15	12
10	12	9	9	7
ortalama	19	15	15	12

Çizelge 4.8. Mesane için 65 Gy ve 70 Gy doz alan hacimlerinin değişimi

MESANE		
Hasta no	V65 farkı (%)	V70 farkı (%)
1	-9	-6
2	-19	-23
3	-25	-22
4	-32	-32
5	-13	-9
6	-30	-33
7	-26	-25
8	-18	-27
9	-21	-20
10	-25	-22
Ortalama	-22	-22

Çizelge 4.9. 10 hasta için üç boyutlu konformal radyoterapi ve tomoterapi planlamalarında sağ femur başının aldığı maksimum doz değerleri ile 50 Gy doz alan hacimleri

SAĞ FEMUR BAŞI				
Hasta no	Maksimum doz (cGy)		V50 (% hacim)	
	3BKRT	Tomoterapi	3BKRT	Tomoterapi
1	5701	3602	4	0
2	5337	3493	3	0
3	5295	3399	9	0
4	5358	3952	8	0
5	5423	3640	6	0
6	4733	3117	0	0
7	4914	3041	0	0
8	5348	3945	9	0
9	5499	4618	9	0
10	5401	3554	3	0
Ortalama	5301	3636	5	0

Çizelge 4.10. Sağ femur başı için 50 Gy doz alan hacmi ile maksimum doz değişimi

SAĞ FEMUR BAŞI		
Hasta no	Maksimum doz farkı (cGy)	V50 farkı (%)
1	-2099	-100
2	-1844	-100
3	-1896	-100
4	-1406	-100
5	-1783	-100
6	-1616	0
7	-1873	0
8	-1403	-100
9	-881	-100
10	-1847	-100
Ortalama	-1665	-80

Çizelge 4.11. 10 hasta için üç boyutlu konformal radyoterapi ve tomoterapi planlamalarında sol femur başının maksimum doz değerleri ile 50 Gy doz alan hacimleri

SOL FEMUR BAŞI				
Hasta no	Maksimum doz (cGy)		V50 (% hacim)	
	3BKRT	Tomoterapi	3BKRT	Tomoterapi
1	6229	3674	3	0
2	5339	3201	1	0
3	5278	3367	6	0
4	5370	4156	11	0
5	5377	3921	6	0
6	4884	3560	0	0
7	4923	3400	0	0
8	5715	3817	6	0
9	5402	4362	7	0
10	5426	3676	7	0
Ortalama	5394	3713	5	0

Çizelge 4.12. Sol femur başı için 70 Gy doz alan hacmi ile maksimum doz değişimi

SOL FEMUR BAŞI		
Hasta no	Maksimum doz farkı (cGy)	V50 farkı (%)
1	-2555	-100
2	-2138	-100
3	-1911	-100
4	-1214	-100
5	-1456	-100
6	-1324	0
7	-1523	0
8	-1898	-100
9	-1040	-100
10	-1750	-100
Ortalama	-1681	-80

5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Minimum doz hedef hacmin tamamı (%100)' nın aldığı maksimum dozu, maksimum doz ise hacim içinde fazla doz bölgesini veya noktasını göstermektedir. Minimum ve maksimum doz değerinin verilmek istenen doz değerine yakın olması bizim için önemlidir. Çizelge 4.1. de tüm hastalar incelendiğinde, tomoterapi planlamalarında hedefin tamamı verilmek istenen doz değerine daha yakın doz alacağı, hacim içinde fazla doz bölgesinin ise daha az olacağı görülmüştür. Yapılan incelemelerin sonuçlarına göre çizelge 4.2. de tomoterapi planlamalarında hedefin minimum doz değeri üç boyutlu konformal radyoterapi planlamalarına göre (tüm değerlerin ortalaması) 105 Gy artmış, maksimum doz değeri 154 Gy azalmıştır. Hedefin %95'lik hacminin almış olduğu doz tomoterapi planlarında (tüm değerlerin ortalaması) 7602 cGy, üç boyutlu konformal radyoterapi planlarında 7556 cGy olarak hesaplanmıştır. Hastaların tamamına aynı doz tanımlaması yapılmasına rağmen çizelge 4.3. incelendiğinde tomoterapi planlarında hedefin, verilmek istenen dozu daha iyi alacağı görülmüştür. $HI = \frac{PTV_{max}}{PTV_{95}}$ bağıntısıyla hesaplanan homojenite indeks değerleri tüm hastalar için Çizelge 4.4.'te gösterilmiştir (en uygun HI=1) [14]. Üç boyutlu konformal radyoterapi planlarında ortalama HI değeri 1,072 iken tomoterapi planlarında ortalama HI değeri 1,041'dir. İdeal durumda HI değerinin 1 olması istenilir. Dolayısıyla değerlere bakılarak tomoterapi planlamaları ile daha homojen doz dağılımı elde edileceği görülmektedir. Bunun nedeni tomoterapide yoğunluk ayarlı ışınlamalar yapıldığından maksimum doz değerinin düşük olması ve tanımlanan dozun daha iyi verilmesidir. Tomoterapi planlarında elde edilen HI değeri ile üç boyutlu konformal radyoterapi planlarında elde edilen HI değeri (tüm değerlerin ortalaması) arasındaki fark %2,9' dur.

Planların kritik organ doz sınırlandırmaları Zelefsky ve ark. çalışması [23] ile RTOG 0126 [24] referans alınmıştır. Zelefsky ve ark. doz sınırlamalarını rektum için $V50 < \%60-65$, $V60 < \%40-50$, mesane için $V65 < \%100$ femur başları için $V50 < \%10$ olarak belirlemişlerdir. RTOG 0126' ya göre kritik organ doz sınırları rektum için

V70<%25, V65<%35, mesane için V70<%35, V65<%50 femur başları için V52<%5 olarak verilmiştir.

Kritik organlar için oluşturulan çizelge 4.5., çizelge 4.6., çizelge 4.7., çizelge 4.8., çizelge 4.9., çizelge 4.10., çizelge 4.11., çizelge 4.12. incelendiğinde rektum için (tüm değerlerin ortalaması) V50 değeri 3BKRT planlarında %44, tomoterapi planlarında %34, V65 değeri 3BKRT planlarında %24, tomoterapi planlarında %16 bulunmuştur. 3BKRT planlarına göre tomoterapi planlarında V50 değeri %23, V65 değeri %31 azalmıştır. Mesane için (tüm değerlerin ortalaması) V65 değeri 3BKRT planlarında %19, tomoterapi planlarında %15, V70 değeri 3BKRT planlarında %15, tomoterapi planlarında %12 bulunmuştur. 3BKRT planlarına göre tomoterapi planlarında V65 ve V70 değeri %22 azalmıştır. Sağ femur başı için (tüm değerlerin ortalaması) maksimum doz değeri 3BKRT planlarında 5301 cGy, tomoterapi planlarında 3636 cGy, V50 değeri 3BKRT planlarında %5, tomoterapi planlarında %0 bulunmuştur. 3BKRT planlarına göre tomoterapi planlarında maksimum doz değeri 1665 cGy, V50 değeri %80 azalmıştır. Sol femur başı için (tüm değerlerin ortalaması) maksimum doz değeri 3BKRT planlarında 5394 cGy, tomoterapi planlarında 1665 cGy, V50 değeri 3BKRT planlarında %5, tomoterapi planlarında %0 bulunmuştur. 3BKRT planlarına göre tomoterapi planlarında maksimum doz değeri 1681 cGy, V50 değeri %80 azalmıştır. 6 ve 7 no'lu hastalarda femur başlarının V50 değerleri her iki planlama sisteminde de %0 olmasına rağmen maksimum doz değerleri açısından incelendiğinde tomoterapi planlarında daha düşük olduğu görülmüştür.

Dirk Wolff ve ark. [6] yapmış oldukları çalışmada 3BKRT ve tomoterapi planlarını hedef ve kritik organların aldığı dozlar açısından incelemişler ve tomoterapi planlarında hedefte daha homojen doz dağılımı elde edilirken kritik organların daha düşük doz aldığını saptamışlardır. Bu çalışmada, 3BKRT planlarına göre tomoterapi planlarında hedefte daha homojen doz dağılımı elde edilirken rektum, mesane ve femur başlarının aldığı doz değerleri daha düşük çıkmıştır ve çalışmamızın yapılan Dirk Wolff ve ark.'nın çalışmasıyla uyumlu olduğu görülmüştür.

Prostat kanseri tedavisinde uygulanan yöntemlerden biri olan radyoterapide amaç hedefe gerekli olan dozu verirken etrafındaki sağlam dokuları ve kritik organları mümkün olduğu kadar korumaktır. Prostat kanseri radyoterapisinde ilk zamanlarda uygulanan sağ-sol ve yanal alan ışınlamalarında kritik organlar yeteri kadar korunamamıştır. Bunun üzerine teknolojik gelişmelerle birlikte üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) yöntemine geçilmiştir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi yöntemi çoğunlukla hedefin normal dokulara yakın olduğu prostat, baş-boyun ve beyin gibi kanserlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Bu yöntemin kullanımı kritik organların korunması ve doz dağılımını ayarlama kabiliyetinin olması nedeniyle giderek artmaktadır. Bu yöntemlerin karşılaştırmaları maksimum dozlarda azalma ve hedefte daha homojen doz dağılımı elde etme açısından incelendiğinde yoğunluk ayarlı radyoterapinin gerekli olduğunu göstermektedir. Geleneksel lineer hızlandırıcılarda kullanılan tekniğe göre ışınlama esnasında hareket eden bileşenler, yapraklar veya ışın kaynağı ile sınırlıdır. Yoğunluk ayarlı ışınlama yapabilme yeteneğine sahip tomoterapi lineer hızlandırıcıda ise ışınlama esnasında yapraklar ve masa hareket halindedir. Bu avantajları nedeniyle üç boyutlu konformal radyoterapi yöntemine göre tomoterapi yoğunluk ayarlı radyoterapi yönteminde daha iyi sonuçlar elde edilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Fırat, D. and Çelik, I., “Cancer Statistics in Turkey and in the World”, *Türk Kanser Araştırma ve Savaş Kurumu*, Ankara. 1993-1995 (1998).
2. Boehmer, D., Bohsung, J., Eichwurz, I., Moys, A., Budach, V. “Clinical and Physical Quality Assurance for Intensity Modulated Radiotherapy of Prostate Cancer”, *Radiotherapy and Oncology*, 71(3), 319-325 (2004).
3. Ezzell, G.A., Galvin, J.M., Low, D., Palta, J.R., Rosen, I., Sharpe, M.B., Xia, P., Xiao, Y., Xing, L., Yu, C.X., “Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee”, *Med. Phys.* 30 (8), (2003).
4. Ezzell, G.A., Galvin, J.M., Eisbrauch, A., Yu, C., Butler, B., Xiao, Y., Rosen, I., Rosenman, J., Sharpe, M., Xing, L., Xia, P., Lomax, T., Low, D.A. and Palta, J., “Implementing IMRT in clinical practice”, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 58 (5): 1616–1634 (2004).
5. Mackie, T.R., Holmes, T., Swerdloff, S., Reckwerd, P., Deasy, J.O., Yang, J., Paliwal, B., Kinsella, T., “Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy”, *Med Phys.* 20 (6) 1709–1719 (1993).
6. Wolff, D., Stieler, F., Welzel, G., “A Volumetric modulated arc therapy (VMAT) vs. serial tomotherapy, step-and-shoot IMRT and 3D-conformal RT for treatment of prostate cancer”, *Radiotherapy and Oncology*, 93 : 226-233, (2009)
7. Chao, C.K.S., Perez, C.A., Brady, L.W., “Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları”, Gemici, C., Mayadagli, A., Parlak, C., *Nobel Tıp Kitabevleri*, İstanbul, 5-7, 112-521 (2004).
8. Kenneth S.K., “Nükleer Fizik 2”, Şarer B., *Palme Yayıncılık*, Ankara, 808-810 (2001).
9. Göksel, S.A., “Radyasyonların Biyolojik Etkileri ve Radyasyon Korunması”. *İ.T.Ü. Matbaası*, İstanbul, 56-64 (1973).
10. Sopha, Developpment, “Kanserde Işınlama Teknikleri”, Uzal C., *Öncü Ltd.*, Ankara, 1-13, 40-42 (1995).
11. Perez, C.A., Brady, L.W., “Principles and practice of radiation oncology 2nd ed”, *J.B. Lippincott Ed*, Londra, 69-84 (1991).
12. Hossfeld, D.K., Sherman, C.D., Love, R.R., Bosch, F.X. , “Manual of clinical oncology 5nd ed”, *UICC*, Cenevre, 8-10 (1990).

13. Mazeron, J.J., Locoche, T., Maugis, A., “Techniques d’irradiation des cancers”, **Vigot**, Paris, 206-211(1994).
14. Anonymous. ICRU 62, “Prescribing, recording and reporting photon beam therapy, (Supplement to ICRU Report 50)”, **ICRU**, 4-13, Washington, (1999).
15. Khan, F.M., “The Physics of Radiation Therapy 3rd”, Department of Therapeutic Radiology University of Minnesota Baltimore, **Williams and Wilkins**, Chapter 4: 51-54(2003).
16. Kenneth, S.K., “Nükleer Fizik 1”, Şarer B., **Palme Yayıncılık**, Ankara, 193-206, 246,588-590 (2001).
17. Podgorsak E.B., “Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students”, **IAEA**, VIENNA, 167, (2005).
18. Boyer, A., Biggs, P., Galvin, J., Klein, E., Losasso, T., Low, D., Mah, K., Yu, C., “Basic applications of multileaf collimators. Report of TG 50”, **AAPM**, (2001).
19. Pelagade, S., Thakur, K., Bopche, T., Bhavsar, D., Patel, D., Shah, R., Vyas, R., “Commissioning and Quality Assurance of a Commerical Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) Treatment Planning System Precise Plan”, **Turkish Journal of Cancer**, 37. (1): 22 – 26 , India. (2007).
20. Webb S., “The physics of conformal radiotherapy Medical Sience Series”, **IOP Publishing Ltd.** Bristol, UK. (1997).
21. Webb, S., “Intensity-modulated radiation therapy Medical Sience Series”, **IOP Publishing Ltd.** Bristol, UK. (2001).
22. Chao, K.S.C., Apisarnthanarax S, Ozyigit G., “Practical essentials of intensity modulated radiation therapy (2nd Ed.)”, **Lippincott Williams & Wilkins**. Philadelphia. (2005).
23. Zelefsky, M.J., Valicenti, R.K., Hunt, M., Perez, C.A. Low-Risk Prostate Cancer. Halperin, E.C., Perez, C.A., Brady, L.W. (Ed.). “Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology. Fifth Edition”, **Lippincott Williams and Wilkins.**, Philadelphia, (2008).
24. Louis, S., “A Phase III Randomized Study Of High Dose 3D-CRT/IMRT Versus Standard Dose 3DCRT/ IMRT in Patients Treated For Localized Prostate Cancer”, **Radiation Therapy Oncology Group (RTOG 0126)**, USA, (2007).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : PEHLİVANLI, Adem
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 19.03.1986 KIRIKKALE
 Medeni hali : Bekâr
 Telefon : 0 505 671 79 47
 E-posta : adem@pehlivanli.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi Fizik Bölümü	-
Lisans	Ankara Üniversitesi Fizik Bölümü	2010
Lise	Kırıkkale Lisesi	2003

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2011-	Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı - Fizikçi	

Yabancı Dil

İngilizce