



T.C
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ELEKTRON DANSİTE TABLOSU DOĞRULUĞUNUN
PLANLAMA VERİLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elif ARPACI

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

Ankara, 2023

T.C.
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ELEKTRON DANSİTE TABLOSU DOĞRULUĞUNUN
PLANLAMA VERİLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elif ARPACI

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

Ankara, 2023

T.C.
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Elektron Dansite Tablosu Doğruluğunun Planlama Verileri Üzerine Etkisi

Elif ARPACI

Yüksek Lisans Tezi

05.01.2023

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Gonca ALTINIŞIK İNAN

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Yılmaz TEZCAN

Doç. Dr. Ebru ATASEVER AKKAŞ

Dr. Öğr. Üyesi Gonca ALTINIŞIK İNAN

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

Doç. Dr. Fatma Elif KILINÇ

Enstitü Müdürü

Bu tezin Yüksek Lisans derecesi için gereken tüm şartları sağladığını 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 kurallar içinde elde ettiğimi, bu tezde kullanılmış olan tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

05.01.2023

Elif ARPACI



İTHAF

Bu tez çalışmasını aileme ithaf ediyorum...



TEŞEKKÜR

Araştırmanın gerçekleştirilmesinde yardımlarını esirgemeyen, akademik olarak gelişmeye katkı sağlayan, verdiği destek ve güvenle beni cesaretlendiren değerli hocam ve tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Gonca ALTINIŞIK İNAN'a, eğitimim süresince bilgi ve tecrübeleri ile beni yönlendiren yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen hocalarım Prof. Dr. Yılmaz TEZCAN, Prof. Dr. Aytunç ATEŞ, Prof. Dr. Güven ÇANKAYA, Dr. Öğr. Üyesi İpek Pınar ARAL ve diğer hocalarıma,

Ankara Şehir Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde çalışan değerli doktorlarımız, sağlık fizikçisi olarak çalışmakta olan tezimin tüm aşamasında emeği geçen arkadaşlarım Sağlık Fizikçisi Zerrin GANI, Sağlık Fizikçisi Taylan YILDIRIM' a,

Hayatımda ve eğitimim süresinde bana en büyük desteği ve emeği geçen Öğr. Gör. Zehra AÇIKGÖZ'e,

Sevgilerini her zaman hissettiğim, hayatımın her aşamasında beni cesaretlendiren, sabır ve sevgi gösteren sevgili aileme,

İçtenlikle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iv
ABSTRACT	v
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
TABLolar DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Akciğer Kanseri.....	2
2.1.1. Epidemiyoloji.....	2
2.1.2. Etiyoloji	3
2.1.3. Akciğer Kanseri Tedavi ve Yöntemleri	3
2.2. Radyoterapi	5
2.3. Radyoterapi Teknikleri.....	7
2.3.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT)	7
2.3.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)	7
2.3.3. Volümetrik Modüle edilmiş Ark Tedavisi (VMAT)	9
2.3.4. Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Tekniği (GRRT)	11
2.3.5. Stereotaktik Radyocerrahi (SRC)	12
2.3.6. Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT)	12
2.4. Radyoterapide Hacim Tanımlamaları.....	12
2.4.1. GTV (Gros Tümör Hacmi)	13
2.4.2. CTV (Klinik Hedef Hacim)	13
2.4.3. PTV (Planlanan Hedef Hacim)	13
2.4.4. TV (Tedavi Hacmi).....	14
2.4.5. IV (Işınlanan Hacim)	14
2.4.6. RAO (Risk Altındaki Organlar=Organ at Risk /OAR).....	14

2.4.7. RVR (Tanımlanamayan Doku Hacmi)	14
2.4.8. PRV (Planlanan Riskli Organ Hacmi)	14
2.4.9. ITV (Internal Hedef Hacim)	15
2.5. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	15
2.5.1. İleri Planlama Tekniği	15
2.5.2. Ters Planlama Tekniği	15
2.6. PLAN DEĞERLENDİRME PARAMETRELERİ	16
2.6.1. Doz Hacim Histogramı (DVH)	16
2.6.2. Konformite İndeksi (CI)	17
2.6.3. Homojenite İndeksi (HI)	18
2.6.4. Gradient İndeksi (GI)	18
2.7. Bilgisayarlı Tomografi	19
2.8. Hounsfield Unit ve Özellikleri	19
2.8.1. Görüntü Matrisi ve Elemanları	19
2.8.2. Foton Geçiş Oranı	20
2.8.3. Foton Geçiş Oranı Ölçümleri	21
2.8.4. Hounsfield Birimleri (BT Sayıları) ve Hounsfield Ölçeği (Skalas)	22
2.8.5. Hounsfield Unit Birimlerini Etkileyen Faktörler	23
2.8.6. Hounsfield Unit Değerlerinin Doğruluğu ve Kararlılığı	25
2.8.7. Elektron Yoğunluğu Fantomu ve Özellikleri	26
2.8.8. Heterojenite Düzeltmeleri	28
2.9. Tomoterapi	29
2.9.3. Serial Tomoterapi	29
2.9.4. Helikal Tomoterapi	29
2.9.5. Helikal Tomoterapinin Çalışma Prensibi	30
2.9.6. Tomoterapi Cihazının Algoritması	35
3. MATERYAL VE YÖNTEM	36

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	36
3.1.1. GE Discovery 4D CT Simülatör.....	36
3.1.2. Toshiba Aquilion 4D CT Simülatör.....	37
3.1.3. Helikal Tomoterapi Accuray Radixact Cihazı.....	37
3.1.4. Helikal Tomoterapi Accuray Tedavi Planlama Sistemi	38
3.2. Çalışmada Kullanılan Yöntem	38
3.2.1. Tedavi Planlarının Oluşturulması	39
3.2.2. Planlamada Kullanılan Doz Kısıtlama Parametreleri	40
3.2.3. İstatistiksel Analiz Yöntemleri	40
4. BULGULAR.....	41
4.1. Hedef Hacim İçin Elde Edilen Bulgular.....	41
4.1.1. Hedef Organ Hacimleri.....	41
4.1.2. Hedef Hacim Dozları	42
4.2. Kritik Organlar İçin Elde Edilen Bulgular	47
4.2.1. Spinal Kord Dozları.....	47
4.2.2. Akciğer Dozları.....	48
4.2.3. Kalp Dozları.....	50
4.2.4. Özefagus Dozları	51
5. TARTIŞMA	55
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	58
7. KAYNAKLAR	59
8. EKLER.....	68
Ek-1. Özgeçmiş	68
Ek-2. İntihal Raporu	69
Ek-3. Etik Kurul Onay Belgesi.....	70

ÖZET

Elektron Dansite Tablosu Doğruluğunun Planlama Verileri Üzerine Etkisi

Bu çalışmada elektron dansite tablosunun planlama sistemine olası yanlış girilmesi sonucu plan verilerinde oluşacak değişimlerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla Ankara Şehir Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde elektron dansite farklılığının en fazla olduğu anatomik yerleşim olan toraks bölgesinde çalışılması planlanmış ve bu doğrultuda akciğer kanseri nedeniyle definitif dozda radyoterapi uygulanmış 15 hasta değerlendirilmiştir. Değerlendirme için hastaların simülasyon tomografilerinin elde edildiği GE Discovery bilgisayarlı tomografinin (BT) elektron dansite tablosu (EDT) verileri ile farklı bir radyoterapi merkezi olan Atatürk Hastanesi'nin Toshiba Aquilion BT'sinin EDT verileri kullanılmıştır. Hastaların simülasyon BT'leri kullanılarak Helikal Tomoterapi Accuray Radixact tedavi planlama sisteminde (TPS) helikal yoğunluk ayarlı radyoterapi (Hel-YART) tekniği ile tedavi planlaması yapılmıştır. TPS'de, doz hesaplama parametrelerinde hiçbir değişiklik yapmadan sadece farklı BT cihazının EDT kullanılması mümkün olduğu plan verifikasyon bölümünde (QA)(Kalite Güvenirliği); planlama BT imajlarından QA fantomları elde edilmiştir. Sonrasında plan parametre ve iterasyon bilgilerinde değişiklik yapılmadan iki BT'nin EDT tablosu sisteme yüklenmiştir. İki hesaplamaa ait dozimetrik veriler SPSS programına yüklenerek hesaplanan dozlar arasında istatistiksel anlamlılık değerlendirilmiştir.

Hedef hacim doz sarımı açısından iki plan karşılaştırıldığında doğru EDT ile yapılan hesaplamada D_{95} ($p=0,001$), CI ($p=0,002$), HI ($p=0,045$) ve GI ($p=0,001$) değerleri planlama sıcak doz noktası açısından iki EDT ile yapılan ölçümler arasında anlamlı fark saptanmamıştır ($p=0,842$). Kritik organ doz parametreleri açısından değerlendirildiğinde spinal kord maksimum dozu doğru BT EDT ile yapılan hesaplamada daha düşük bulunmuştur ($p=0,015$). Özefagus, akciğer ve kalp için bakılan tüm parametrelerde farklı EDT tablosu kullanılarak yapılan hesaplama sonuçları düşük bulunmuştur. Özefagus max ($p=0,001$), özefagus mean ($p=0,003$), kalp mean ($p=0,011$), Akciğer-PTV için sırasıyla mean ($p=0,001$), V_{20} ($p=0,001$) ve V_5 ($p=0,001$) farklı EDT ile yapılan planlarda daha düşük bulunmuştur. Sonuç olarak EDT'nun doz analizinde istatistiksel anlamlı farklılıklara neden olmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayarlı tomografi, elektron dansite tablosu, fantom.

ABSTRACT

The Effect of Electron Density Table Accuracy on Radiotherapy Dose Calculations

In this study, the data of 15 patients with lung cancer who underwent RT in the Radiation Oncology Clinic of Ankara City Hospital were analyzed retrospectively and dosimetrically. Lung cancer was preferred because it is the region where the electron density difference is the highest. Two different EDT data were used for these patients. The first one is the correct EDT data obtained from the hospital's data set from the GE Discovery device. The second one is the wrong EDT data belonging to the Toshiba Aquillion device from another hospital. The EDTs of the two tomographs were uploaded to the system without making any changes in the plan parameter and iteration information. Using these data, treatment plans were made with the helical intensity-modulated radiotherapy (Hel-IMRT) technique in the Tomotherapy Accuray Radixact treatment planning system (TPS). Two plans, using the correct EDT and the wrong EDT, were obtained for each patient. In the plan verification section (QA=Quality Confidence); QA phantoms were obtained from planning CT images. The dosimetric data of the two calculations were uploaded to the SPSS program and it was evaluated whether there was a between the calculated doses.

In the comparison of two plans in terms of the target volume, D95 ($p=0.001$), CI ($p=0.002$), HI ($p=0.045$) and GI ($p=0.001$) calculations using correct EDT than wrong EDT. There was no significant difference between the measurements made with the two EDTs in terms of the hot point ($p=0.842$). Maximum spinal cord dose was lower in the calculation made with correct EDT than wrong EDT ($p=0.015$). Additionally, Esophageal maximum ($p=0.001$), esophagus mean ($p=0.003$), mean heart ($p=0.011$), Lung mean($p=0.001$), Lung V5($p=0.001$ and Lung V20 ($p=0.001$) were significantly higher in calculations using correct EDT than wrong EDT. As a result, EDT causes statistically significant differences in dose analysis, and this change leads to changes in critical organ doses. The use of inappropriate EDT values causes statistically significant errors

Keywords: Computed Tomography, Electron Density Table, Phantom

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

2D: 2 Boyutlu

3B-KRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

3D: 3 Boyutlu

4D: 4 Boyutlu

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CI: Konformite İndeksi

cm: Santimetre

cm²: Santimetre Kare

cm³ : Santimetre Küp

CTV: Klinik Hedef Hacim

ÇYK: Çok Yapraklı Kolimatör (Multi-Leaf Collimator)

DVH: Doz Volüm Histogramı

EDP: Elektron Dansite Fantomu (Electron Density Phantom)

EDT: Elektron Dansite Tablosu

FOV: Görüntüleme Alanı (Field of View)

g: Gram

GI: Gradient İndeks

GTV: Gros Tümör Hacmi

Gy: Gray

HI: Homojenite İndeksi

HT: Helikal Tomoterapi

HU: Hounsfield Unit

ICRU: Uluslararası Radyolojik Ölçüm Birimleri Komisyonu (*International Commission on Radiation Units and Measurements*)

ITV: Internal Hedef Hacim

IV: Işınlanan Hacim

keV: Kilo Elektron Volt

kV: Kilovolt

LİNAK: Lineer Akseleratör

mA: miliamper

MC: Monte Carlo

MeV: Milyon Elektron Volt

MF: Modülasyon Faktörü
MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme
ms: Milisaniye
MV: Mega Volt
RAO: Risk Altındaki Organ
PET: Pozitron Emisyon Tomografi
PRV: Planlanan Riskli Organ Hacmi
PTV: Planlanan Hedef Hacim
QA: Kalite Temini
ROI: İlgilenilen Alan (*Region of Interest*)
RT: Radyoterapi
RVR: Risk altında kalan hacim (*Remaining Volume at Risk*)
SBRT: Stereotaktik Beden Radyoterapisi
SRC: Stereotaktik Radyocerrahi
SSD: Cilt-Kaynak Mesafesi (Source Skin Distance)
TPS: Tedavi Planlama Sistemi (Treatment Planning System)
TV: Tedavi Hacmi
 V_{20} : 20 Gy Doz Alan Hacim
 V_5 : 5 Gy Doz Alan Hacim
VMAT: Volümetrik Modüle Edilmiş Ark Tedavi (Modulated Arc Therapy)
YART: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy)
YTS: Yüzey Takip Sistemi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. Toraks Anatomisi.....	4
Şekil 2. 2. Eksternal Radyoterapi Cihazı ve Tedavi Odası	5
Şekil 2. 3. Brakiterapi.....	6
Şekil 2. 4. YART ile doz dağılımı PTV de gerçekleşirken risk altındaki organ max korunur.	8
Şekil 2. 7. VMAT Planı	10
Şekil 2. 5. 3D-KRT planı	10
Şekil 2. 6. Çoklu alan YART	10
Şekil 2. 8. Nefes alıp verme durumunda organların konumundaki değişim (Meme Ca).....	11
Şekil 2. 9. ICRU raporu ile hacim tanımları	13
Şekil 2. 10. Kümülatif DVH Eğrileri	16
Şekil 2. 11. İdeal plan ‘a’ da gösterilmiştir (75).	17
Şekil 2. 121a) BT Görüntü Matrisi, 1b) 2 Boyutlu Görüntü Öğeleri (Pikselleri) ve 3 Boyutlu Hacim Öğeleri (Vokselleri) (50)	20
Şekil 2. 13. Foton ışınlarının homojen olmayan ortamlarda iletilmesi(52)	21
Şekil 2. 14. Çeşitli dokular için tipik HU değer aralıklarının gri tonlaması (54).....	23
Şekil 2. 15. Cat Fantom (76)	27
Şekil 2. 16. Fantom içindeki farklı yoğunluktaki objeler (76).....	27
Şekil 2. 17. Heterojenite Düzeltmeleri (76)	28
Şekil 2. 18. Serial tomoterapi ve Peacock serial tomoterapisinde kullanılan ikili kolimatör (MIMIC) (62)	29
Şekil 2. 19. Tomoterapinin iç yapısı (77).....	30
Şekil 2. 20. Tomoterapinin gantri tasarımı (63).....	31
Şekil 2. 21. Helikal tomoterapinin kolimatör yapısı (63).....	31
Şekil 2. 22. İkili ÇYK sistemi (63)	32
Şekil 2. 23. Cihazın kalite kontrolü için yeşil lazerler kullanılmaktadır.....	33
Şekil 2. 24. QA ve hasta setupında kırmızı lazer (sagittal, aksiyel, koronal) kullanılmaktadır.	34
Şekil 2. 25. Tomoterapi'de kullanılan pitch faktörü (78).	35
Şekil 3. 1. GE Discovery 4D CT Simülatör	36

Şekil 3. 2. Toshiba Aquilion 4D CT Simülatör.....	37
Şekil 3. 3. Tomoterapi Accuray Cihazı.....	38
Şekil 4. 1. 2 nolu hastaya ait farklı elektron dansite tablosu ile yapılan plan görüntüleri	54
Şekil 4. 2. 2 nolu hastaya ait doğru elektron dansite tablosu ile yapılan plan görüntüleri.....	54



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2. 1. Çeşitli dokuların 60 kV X-ışını uygulandığında lineer zayıflama katsayıları	22
Tablo 2. 2. Su, Hava ve Çeşitli Dokular İçin HU Değeri Aralığı	23
Tablo 2.3. Farklı Dokularının Elektron Yoğunlukları	25
Tablo 3. 1. Hedef Hacim ve Kritik Organ Doz Kriterleri	40
Tablo 4. 1. Hastaların Özellikleri	41
Tablo 4. 2. Planlanan Hedef Hacim	42
Tablo 4. 3. Planlanan hedef hacim için HI, CI, GI değerleri	44
Tablo 4. 4. PTV coverage, HI, CI ve GI açısından dEDT ve fEDT ile yapılan hesaplamaların karşılaştırılması	46
Tablo 4. 5. Spinal Kord doz değerleri	47
Tablo 4.6. Lungs-PTV $V_5(\%)$, $V_{20}(\%)$ değerleri.....	48
Tablo 4.7. Kalp mean dozları	50
Tablo 4.8. Özefagus max(0.03 cc) ve mean dozları.....	51
Tablo 4.9. Kritik organ doz parametreleri açısından dEDT ve fEDT ile yapılan hesaplamaların karşılaştırılması	53

1. GİRİŞ

Vücudumuzdaki her bir doku ve organın ağırlığı, hacmi birbirinden farklıdır. Herbirinin elektron yoğunluğu, atom numaraları ve kütle yoğunlukları vardır. Bu heterojen yapılar radyasyonun madde ile etkileşiminde değişikliklere yol açar. Cihaz uygun şekilde kalibre edildiğinde çekilen tomografi görüntülerinde artefaktlar oluşmadığında, homojen olmayan tabanlı doz hesaplamalarında her bir dokunun elektron dansite değerleri cihaz tarafından bulunur. BT görüntülerinde yer alan elektron yoğunluğu değerleri tedavi planlama bilgisayarlarına aktarılır. Farklı özelliklere sahip ortamlardaki inhomojenite düzeltmeleri yapar. Her bir voksel için radyasyon davranışını hesaplayarak gerçekçi doz dağılımlarının belirlenmesine olanak sağlar.

Elektron dansite tablosu (EDT) özellikle Radyasyon Onkolojisi alanında simülasyonda edindiğimiz bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin planlama sistemlerine tanıtılmasında kullanılan önemli bir veri tablosudur. Radyoterapi planlamalarında doz hesaplamaları bu veriler üzerinden yapılmaktadır. Her klinikte simülasyon tomografisi için bu tablo özel olarak oluşturulmakta ve planlama sistemlerine yüklenmektedir. Bu çalışmada farklı simülasyon tomografilerinin kullanıldığı hastanelerde olası yanlış tomografiye ait EDT kullanımının ya da farklı merkezlerden gelen simülasyon BT görüntülerinin kullanımının hesaplama üzerindeki etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Akciğer Kanseri

Akciğer ana solunum organıdır ve göğüs kafesinde sağda üç lob mevcut iken solda kalp olduğu için iki lob olarak bulunur. Başlıca rolü, vücudun solunum fonksiyonunu yerine getirmektir. Akciğer kanseri, akciğerde bulunan hücrelerin çeşitli mutasyon ve kanserojen etkilere bağlı olarak kontrolsüz büyümesini ifade eder. Akciğer kanseri, akciğerlerdeki hücrelerin malign transformasyonu ile işlevlerini kaybedip neoplazik dokulara dönüşmesi sonucu gelişir. Vücudun diğer bölgelerine yayılarak başka dokularda da fonksiyon kaybına neden olabilen fatal bir hastalıktır (1, 2).

Kanser hücre bölünmesinin kontrolsüz olduğu kötü huylu bir hastalıktır. Akciğer kanseri de günümüzde en sık görülen kanser türlerinden biridir. Kendisini çok geç belli eden sinsi bir hastalık olduğu için hastalar rahatsızlık şikayetiyle hastaneye başvurdıklarında genelde ileri evre çıkmaktadırlar. Hastaların büyük bir kısmı tanı anında ameliyat edilemez durumdadır (3). Akciğer kanseri, köken aldığı hücre, histolojik grup, tedavi ve prognoza göre küçük hücreli akciğer kanseri ve küçük hücreli dışı akciğer kanseri olarak ikiye ayrılır. Erken evrelerde cerrahi şansı olsa da çoğunlukla hastalar ileri evrede tanı almaktadır ve bu aşamada tedavi kemoradyoterapidir. Küçük hücreli dışı akciğer kanserinin prognozunu etkileyen faktörler şu şekildedir; evre, yaş, cinsiyet, performans durumu, komorbid hastalık varlığı ve tümör histolojisi (4).

2.1.1. Epidemiyoloji

1950'lerden bu yana akciğer kanseri insidansı önemli ölçüde arttı. 2000 yılında dünya çapında 1,2 milyon yeni akciğer kanseri vakası teşhis edildi ve akciğer kanseri vakalarının tüm kanserlerin %12,3'ünü oluşturduğu bildirildi. Akciğer kanseri ülkemizde ise erkeklerde birinci kadınlarda dördüncü sırada kanser türüdür (3, 4).

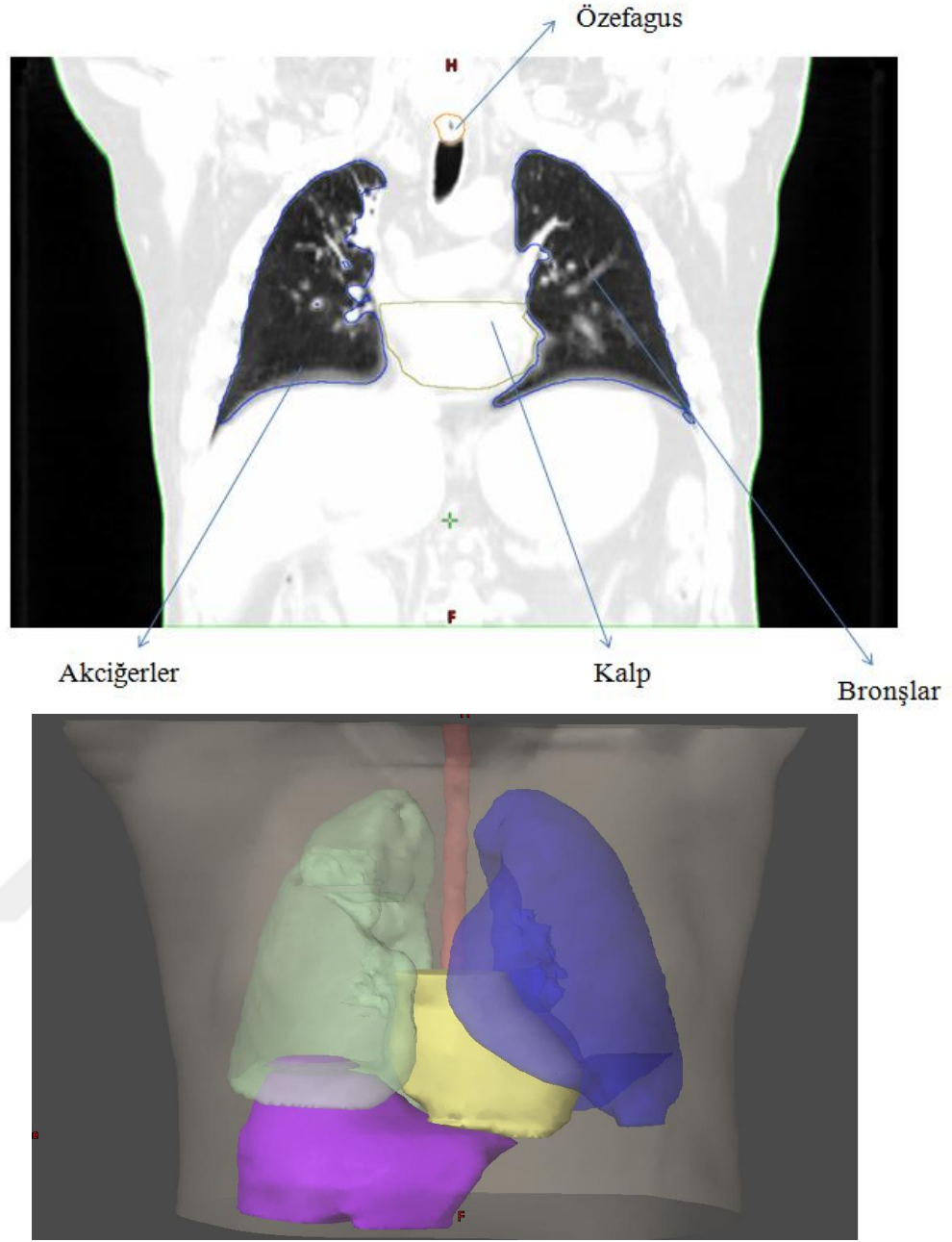
2.1.2. Etiyoloji

Sigara, radon, hava kirliliği, mesleki kanserojenler, diyet, viral enfeksiyonlar gibi çevresel faktörler, genetik ve immünolojik faktörler etiyolojide rol oynar. Sigara, hastaların %85-94'ünde kanser gelişimine katkıda bulunur. Pasif içicilerde akciğer kanseri görülme oranı %3,5 tir. Mesleki kanserojenler arsenik, polisiklik aromatik hidrokarbonlar, nikel, kadmiyum, krom, gazlar, klorometil eter ve radyasyon, vinil klorür, çelik, asbest, berilyum, silika akciğer kanserine yol açan maddeler arasında yer alır (3, 5).

2.1.3. Akciğer Kanseri Tedavi ve Yöntemleri

Akciğer kanseri hastalarının %90'ından fazlası semptomatiktir. Bir çalışmada, akciğer kanseri hastalarının sadece %6'sı asemptomatikti, %27'sinde primer tümörle ilgili semptomlar, %27'sinde anoreksi ve kilo kaybı gibi spesifik olmayan sistemik semptomlar vardı ve %32'sinin metastaz olduğu düşünülen semptomları olduğu bildirildi (6).

Akciğer kanseri, 55-65 yaş arasındaki kansere bağlı ölümlerin önde gelen nedenidir. Uzak metastaz oranları ise %35 ila %45 oranında bildirilmiştir. Akciğer kanseri hastalarının tanı, evreleme ve takibinde, bilgisayarlı tomografi (BT), ultrason ve manyetik rezonans görüntüleme(MRG) yaygın olarak kullanılan görüntüleme yöntemleridir. (Şekil 2.1). Ancak son yıllarda tümör glukoz metabolizmasını da değerlendirebilen pozitron emisyon tomografisi (PET), akciğer kanseri evrelemesinde en sık kullanılan yöntemdir. Bu tekniğin invaziv teşhis prosedürlerinin yerini alıp alamayacağı araştırılmaktadır (7, 9).



Şekil 2. 1. Toraks Anatomisi

Antikanser ilaçlar hızla çoğalan kanser hücrelerinin büyümesini durdurma ve öldürme etkisi yalnızca tümör hücrelerine spesifik değildir. Tedavi sırasında normal hücreleri de etkilemeleri nedeniyle toksik etkileri ortaya çıkar. Kemoterapinin faydalı etkilerinin yanı sıra ağrı, yorgunluk, mide bulantısı, üzüntü, kaygı, uykusuzluk, iştahsızlık ve nefes darlığı gibi fizyolojik ve psikolojik birçok yan etkisi de bulunmaktadır. (10, 15).

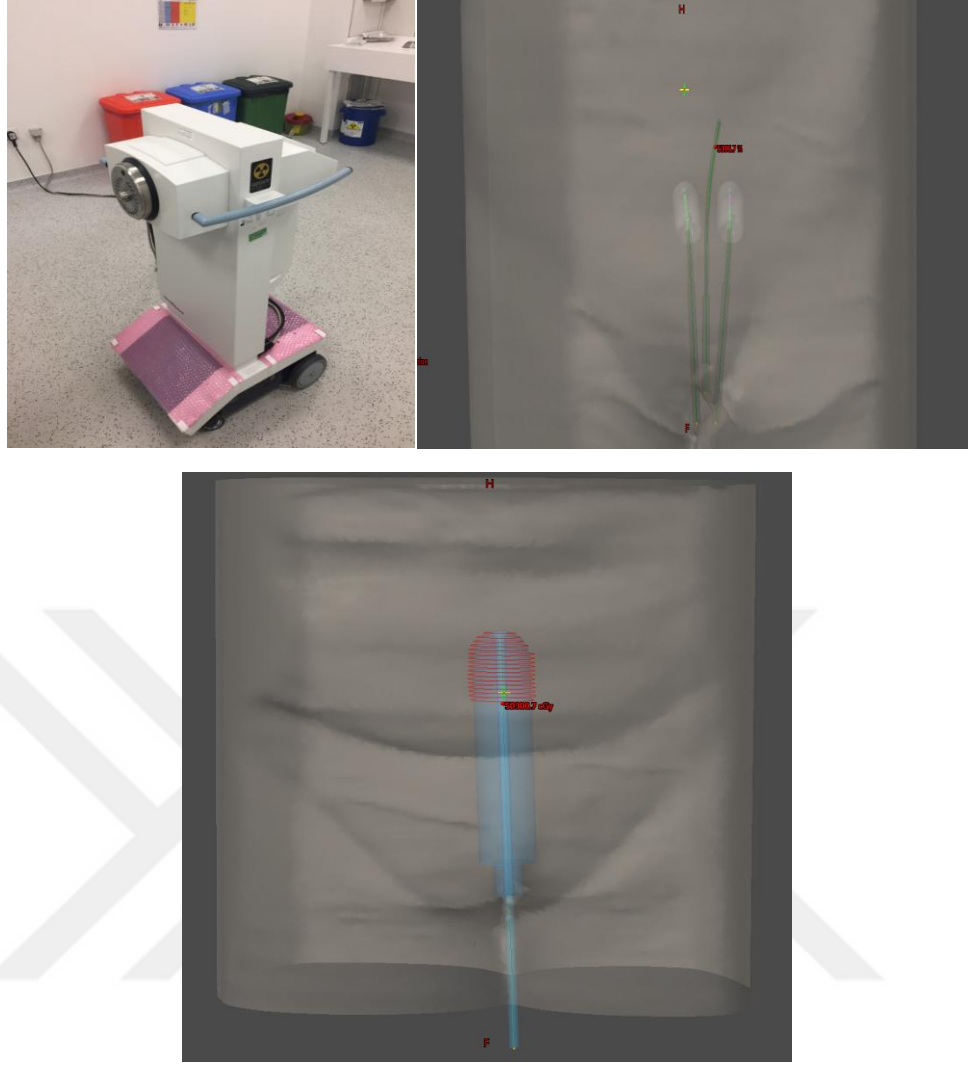
2.2. Radyoterapi

Terapötik amaçlar için yüksek enerjili radyasyon kullanan, yüksek teknoloji ve maliyet gerektiren onkolojik bir tedavidir. RT uygulamalarında yüksek enerjili X-ışınları veya proton elektron gibi parçacık ışınları kullanılmaktadır (16) (Şekil 2.2.).



Şekil 2. 2. Eksternal Radyoterapi Cihazı ve Tedavi Odası

Günümüzde yüksek enerjili fotonlar (X-ışınları, gama ışınları) ve parçacık enerjisi (elektronlar, protonlar vb.) eksternal (harici) radyoterapide kullanılırken radyasyon kaynakları da brakiterapi tekniğinde (Şekil 2.3) sıklıkla kullanılmaktadır. Radyoterapi ve röntgen tedavisi gibi terimler de RT için kullanılabilir. Tedavi süresince RT tek başına verilebilir veya cerrahi veya kemoterapi gibi diğer tedavilerle birlikte kullanılabilir. Bazı organların radyasyondan daha çok etkilenir bu da radyasyonun kanser hücreleri üzerindeki öldürücü etkilerini artırır (17).



Şekil 2. 3. Brakiterapi

Radyasyon tedavisinde temel amaç çevre normal organ ve dokularda minimum hasar ile tümör hücrelerinin ölümünü sağlamaktır. Tümörü etkili bir şekilde önleyip kanser hastalarında yaşam beklentisini artırarak ve/veya semptomları hafifleterek yaşam kalitesini iyileştirir (20). Kanser hastalarının büyük kısmı tedavi süreçlerinin bir yerinde küratif veya palyatif amaçla radyoterapi almaktadır. Bazı durumlarda RT, hastalara sunulan tek kanser tedavisi olabilmektedir (18).

2.3. Radyoterapi Teknikleri

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

Teknolojideki gelişmeler, hesaplamaların doğruluğunu, 3D doz dağılımını ve DVH'nin görüntülenmesini iyileştirdi. Bu gelişmeler, kapsamlı tümör değerlendirmesi, sanal tedavi simülasyonu, dijital olarak yeniden yapılandırılmış radyografların oluşturulması ve tedavi portallarının ve aksesuarlarının üç boyutlu olarak tasarlanması ve hesaplanması konularında bilgi sağlamış ve bu gelişmeler doğrultusunda TPS gelişmiştir (20).

3D konformal RT ilk olarak 1980'lerde hedefleri (tümörleri) tanımlamak ve bunları normal dokudan ayırt etmek için 3D görüntülemeye dayanan bir dizi tedavi planlama ve uygulama tekniğini tanımlamak için kullanıldı. 3D-KRT ile 2D konvansiyonel tedavilere oranla akut ve kronik yan etkilerde azalma sağlanacağı öngörüldü ve bu durum klinik çalışmalarla desteklendi. 3D-KRT tedavi planlama sistemi tümöre istenen dozu verirken; kritik organları çok yapraklı kolimatörlerle korunmasını sağlar (21).

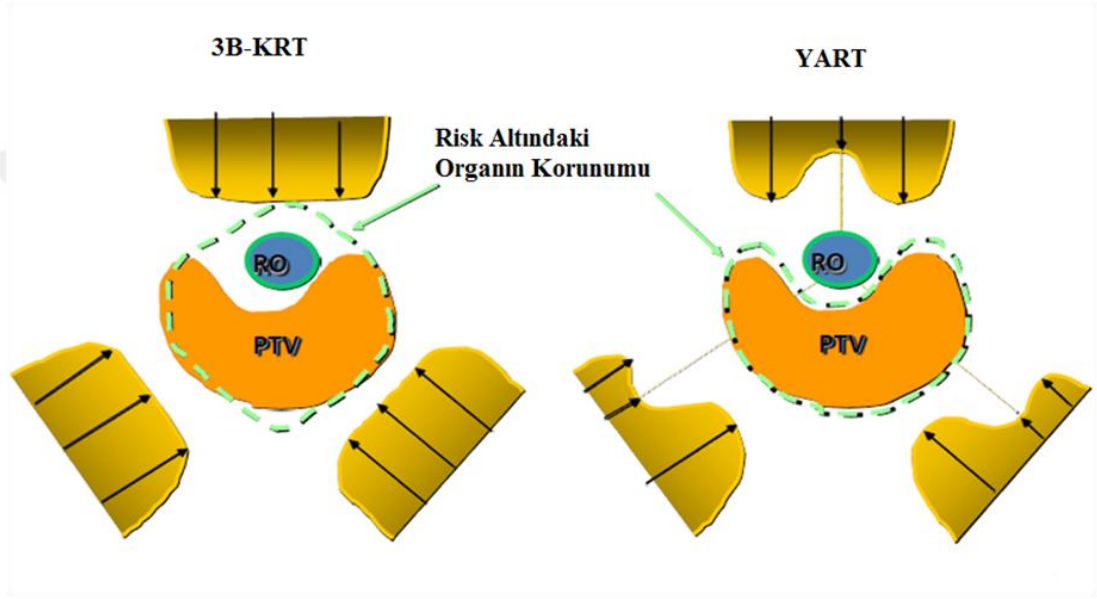
Eksternal radyoterapi uygulamalarında genellikle uygulanan ışının enerji düzeyinin homojen olması hedeflenir. Bunu yapmak için cihazın radyasyon tipi, alan boyutu, kaynak yüzey mesafesi ve derinlik gibi birçok fiziksel parametreye ihtiyacı vardır. Kamalar ve kompensatörler, kontur düzensizliklerinden kaynaklanan eşit olmayan doz dağılımlarını eşitlemek için kullanılır. Bilgisayarlı bir TPS, önceden planlayarak dozu hesaplayabilir. Bu amaçla ışın parametreleri (yönlendirme, hedef hacim kenarları, ağırlıklar) önceden tanımlanır ve bu parametreler kullanılarak doz dağılımı hesaplanır (22).

2.3.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

Radyasyonu PTV'ye iletmek için bilgisayar kontrollü bir doğrusal hızlandırıcı kullanan gelişmiş bir tekniktir. Işın yoğunlukları, bilgisayar destekli hesaplanır ve optimum ışın kombinasyonları, optimum doz dağılımlarını sağlar. YART'ın ana dozimetrik avantajı, PTV doz değerlerinden ödün vermeden risk

altındaki organlar (RAO)'ın daha iyi korunmasıdır. Bu nedenle, YART, RT'nin yan etki riskini azaltırken güvenli doz artışı sayesinde tümöre yüksek doz uygular (23).

Yoğunluk ayarlı radyoterapide, doz yoğunluğu, ÇYK tarafından oluşturulan segmentler ile tümör doku kalınlığı ve sağlıklı doku maruziyeti hesaplanır. Bu sayede tümör yakınındaki sağlıklı dokuda tolere edilebilir tek tip doz ve maksimum koruma sağlanır. YART'ın bir diğer avantajı, PTV ve RAO arasındaki dozu hızla azaltma yeteneğidir. (24).



Şekil 2. 4. YART ile doz dağılımı PTV de gerçekleşirken risk altındaki organ max korunur.

YART'da her bir demetin yoğunluğu, sayısı ve yönleri tek tek modüle edilerek, geometrik kriterlere göre seçilir. Plan optimizasyon kriterlerini planlayıcı belirler. Tüm optimizasyonlar hedefe TPS'nin ters planlama algoritması tarafından doz dağılımı yapılır. Her ışın örnekleme noktasında radyan yoğunluk birimlerinde doz değerleri içerir. Işınlardan yoğunluğu, ortaya çıkan doz dağılımının "optimal" olması için belirlenmelidir. İleri planlama tekniğinde ise tedavi için gerekli ışın modifikatörleri (wedge filtre oranları, koruyucu blok ve bolus gibi malzemeler) başlangıçta sistemde tanımlanır (25).

Yoğunluk ayarlı RT, geleneksel entegre 3D KRT den daha iyi doz kontrolü sunabilir. YART'ın optimize edilmiş planlaması ancak bilgisayarlar yardımıyla yapılabilir. Ancak bu doz şekillendirme olanağının da bazı sınırlamaları vardır. İdeal hedef olan reçete dozun tümörün tamamı ve ilgili kritik yapılarda sıfır gibi bir doz

dağılımına ulaşmak pek mümkün değildir. Planlamada amaç, YART'ın en geniş fiziksel sınırları içinde en iyi planı bulmaktır (Şekil 2.4)(26).

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, sabit portal YART ve rotasyonel YART'a bölünmüştür. Sabit portal YART'da ark açısı seçimi önemlidir ve gantri açısı seçimi optimize sorunu hala çözülememiştir. Öte yandan, rotasyonel YART yaklaşımı ile ışın açısı seçimi artık sorun olmaktan çıkmıştır. YART planlarında düşük dozun geniş bir doku alanına yayılmaması da önemlidir (27).

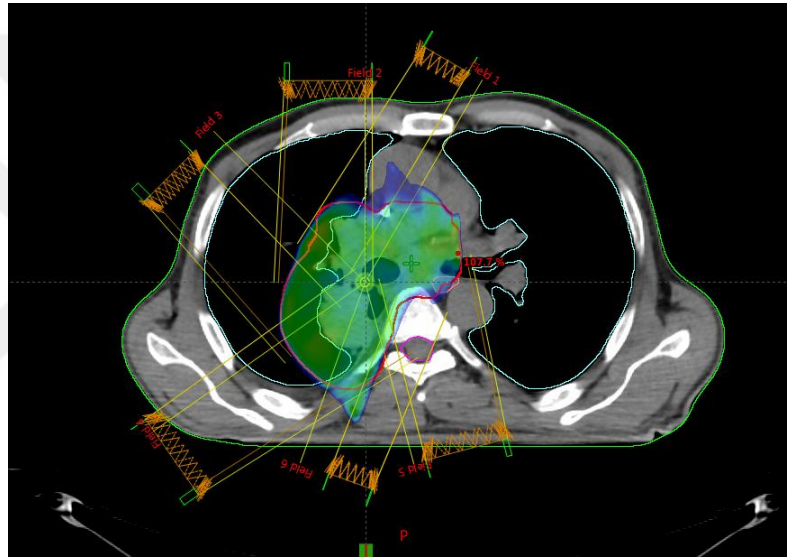
2.3.3. Volümetrik Modüle edilmiş Ark Tedavisi (VMAT)

VMAT gantri hızı, alan şekli ve doz hızı aynı anda değiştirilebilen ışınlama yöntemi olarak tanımlandı. IMAT ark tedavisi başka bir rotasyonel YART türüdür. Bu teknikte, gantrinin sürekli dönüşü sırasında dinamik ÇYK hareketi ile yoğunluk modülasyonu oluşturulur. Farklı gantri açılarında IMAT tekniğinde çoklu ark kullanımının yanı sıra segment sayısının arttırılmasının da gerektiği tespit edilmiştir.

Gelişmelerle birlikte VMAT tekniğinde, tüm hedef hacim için sadece bir veya iki arkın kullanılmasını mümkün olmuştur. Tek arklı VMAT doz hızı değişkenini kullanan IMAT tekniğinin bir varyasyonu olarak tanımlanır (40). VMAT tekniğinin gantri hızı, doz oranı ve MLC yaprak pozisyonunda eşzamanlı değişikliklere izin vermesi dışında çok benzerdir. Öte yandan bu değişkenler sayesinde tek arklı radyoterapi uygulanabilmesi, çoklu ark kullanımı olan IMAT a göre zaman açısından avantaj sağlar (27). VMAT ve YART, 3D-KRT'ye kıyasla daha optimal doz dağılımı sağlayabilir. 3D-KRT, YART ve VMAT yöntemlerinde kullanılan ışın yapısı ve doz dağılımı gösterilmiştir (Şekil 2.5, Şekil 2.6, Şekil 2.7) (29).



Şekil 2. 5. 3D-KRT planı



Şekil 2. 7. Çoklu alan YART

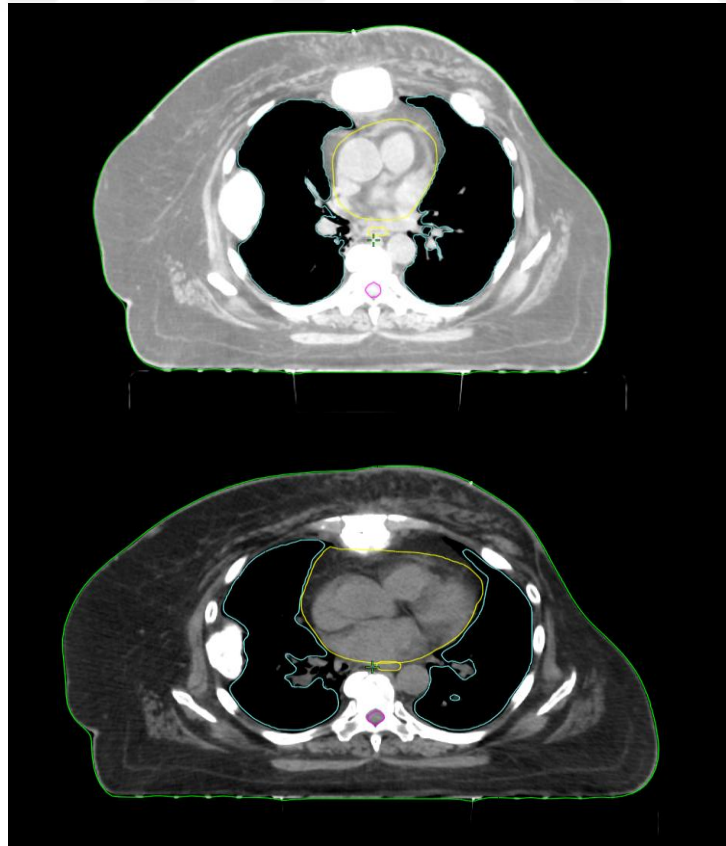


Şekil 2. 6. VMAT Planı

2.3.4. Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Tekniği (GRRT)

Görüntü rehberliğinde radyoterapi ile, radyoterapi planlaması ve uygulaması sırasında geometrik hedeflenme yani hedef ve normal dokuların doğruluğunun artırılması amaçlanır. Bu teknoloji ile hastanın, tümör konumunda ve boyutunda oluşabilecek değişimler takip edilebilmektedir. Böylece adaptif tedavilere imkân tanımaktadır. GRRT teknolojisi, konum doğruluğunun belirlenmesinde ve oluşabilecek sapmaların anında tespit edilip düzeltilebilir. Bir diğeri ise iç organların hareketliliğidir. GRRT ile organ hareketlerine bağlı oluşabilecek yanlış doz dağılımının önüne geçilmesi hedeflenmektedir.

Şekil 2.8. 4D boyutlu simülasyon görüntüsünde hastanın organ hareketlerini göstermektedir. Özellikle toraks bölgesindeki tümörleri ışınlarken yüzey takip sistemi (YTS) kullanılması sağlanan önemli gelişmelerden biridir. GRRT sırasında radyoterapiye bağlı kilo kaybı ve tümör hacminde küçülme gibi değişikliklerin gözlemlenebilmesidir. Görüntü kılavuzlu radyasyon tedavisi, hedef hacimde oluşabilecek doz kaçaklarının ve normal dokularda oluşabilecek sıcak doz noktalarının önlenmesini sağlar (30,33).



Şekil 2. 8. Nefes alıp verme durumunda organların konumundaki değişim (Meme Ca)

2.3.5. Stereotaktik Radyocerrahi (SRC)

Yüksek doz radyasyonun iyi tanımlanmış bir hedef hacme verilmesine dayanan eksternal bir radyoterapi tekniğidir. Küçük hacimli hedef hacim sınırlarında önemli doz azaltımı sağlar. PTV ye maksimum dozu verirken kritik doku dozunu minimumda indirmektir. SRC; tek fraksiyonda, yüksek doğrulukla ve yüksek doz ile tümörü vurmaktır (34).

2.3.6. Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT)

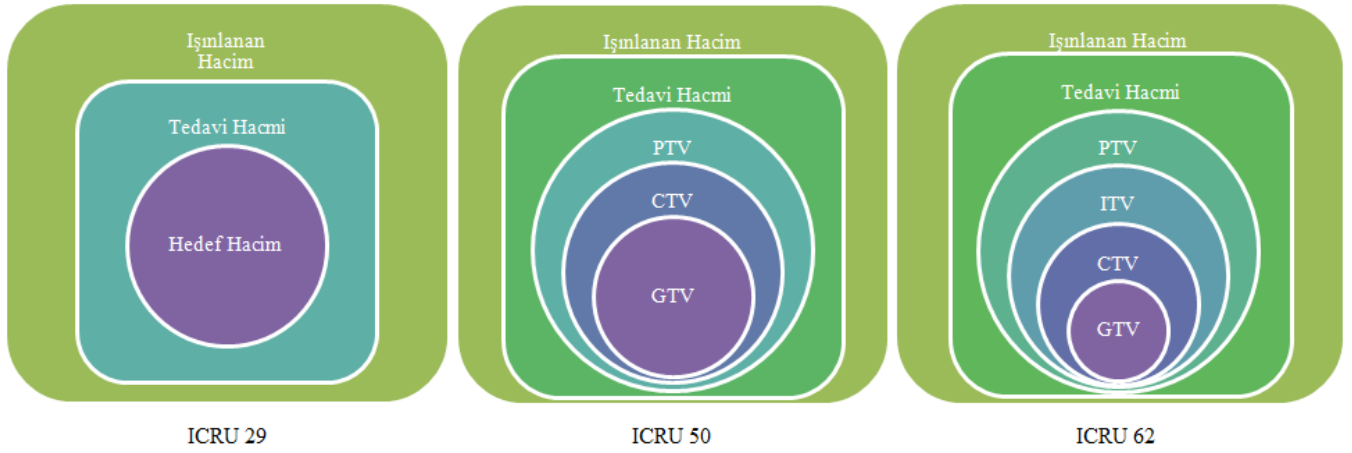
Vücudun kranium dışı lezyonlarında çoklu fraksiyon sayıları ve ablatif dozlarla uygulanan stereotaktik tedaviler genel olarak stereotaktik beden radyoterapisi adını almaktadır. Bir çok hastalıkta kullanım alanı bulmuştur. SBRT, tedavi sırasında hedef hacmi üç boyutlu olarak izleyerek hedefi yüksek doğrulukla ışınlar (34).

2.4. Radyoterapide Hacim Tanımlamaları

Radyasyon tedavisinin amacı, hedef hacim üzerinde homojen ve yüksek doz, çevredeki sağlıklı dokuda düşük doz korumaktır. Radyasyon tedavisinde en uygun tedavi planlaması, planlama ve sonraki kayıt süreçlerinde merkezler arasında ortak bir dilin kullanılmasını gerektirir. Ek olarak, prosedürün anlaşılmasını ve sonuçların karşılaştırılmasını kolaylaştırmak için bazı doz kavramları tanımlanmıştır. Bu doz kavramları, Uluslararası Radyolojik Ölçüm Birimleri Komisyonu (ICRU) tarafından bir rapor şeklinde yayınlanmıştır. Foton enerjisi için ICRU 50 (1993)- 62 (1999)dir. Elektron enerjisi için ICRU 71 (2004)dir. Brakiterapi için ICRU 58 (1958), ICRU 72 (2004) numaralı raporlardır. Proton enerjisine ilişkin ICRU 78 raporu 2007'de yayınlanmıştır (35,36). En son YART için ICRU 83 raporu yayınlanmıştır.

2.4.1. GTV (Gros Tümör Hacmi)

Tümör hacminin saptanmasında kullanılan ana yöntemlerden biri fizik muayenedir. Ayrıca BT, MRG, PET-BT hacmin belirlenmesinde kullanılan yardımcı yöntemlerdir. Klinik duruma bağlı olarak birincil tümör, tutulu lenf düğümleri veya uzak metastazlardan oluşan tümör hacmidir (Şekil 2.8) (37).



Şekil 2. 9. ICRU raporu ile hacim tanımları

2.4.2. CTV (Klinik Hedef Hacim)

Subklinik tümöral yayılım hacmini ifade etmektedir. CTV tanımlaması tümör biyolojisine, anatomik yerleşimine, RT tekniğine (stereotaktik vs konvansiyonel) ve RT amacına göre değişebilmektedir (38).

2.4.3. PTV (Planlanan Hedef Hacim)

Organ, tümör ve hasta hareketinin etkilerinden dolayı ve hasta setup kısmındaki belirsizlikleri telafi etmek için CTV çevresine eklenmesi gereken marj belirlenerek tanımlanır. CTV üzerine bir marj verilerek PTV oluşturulur (39).

2.4.4. TV (Tedavi Hacmi)

Genel olarak PTV' yi kapsayan %95'lik izodozun kapsadığı PTV 'i içeren volümdür. Proton tedavisi için önerildiği gibi, foton terapisinde TV'yi saptamak için %D98'in seçilebileceği belirtilmiştir (40).

2.4.5. IV (Işınlanan Hacim)

Işınlama hacmi kullanılan tedaviye bağlıdır. Bu, normal doku toleransı için önemli kabul edilen bir dozu alan toplam doku hacmidir. Işınlama hacminin boyutu, tedavi hacmine (ve integral doza) göre ışın sayısı artırılabilir, ancak her iki hacim de konformal tedavi ile azaltılabilir (37).

2.4.6. RAO (Risk Altındaki Organlar=Organ at Risk /OAR)

Hedef hacmin dışındaki normal sağlıklı doku ve organlardır. PTV gibi RAO hacimlerini derlerken, kritik organ hareketleri dikkate alınarak marj hesaplamaları ile belirlenir. PTV ve risk altındaki organ, hacim olarak birbirine yakın veya kesişiyorsa, tümörün nüksetmesi veya normal dokuya zarar verme riskinin klinik değerlendirmesi yapılmalıdır (37).

2.4.7. RVR (Tanımlanamayan Doku Hacmi)

Ana hatlarıyla belirtilen RAO ve CTV hariç, hastanın tüm görüntüleme hacmi RVR olarak tanımlanmalıdır (40).

2.4.8. PRV (Planlanan Riskli Organ Hacmi)

RAO hacmine bir marj (internal/set-up) eklenerek oluşturulan hacimdir (40). Genelde PTV narjı için kullanılan marjının RAO'lara verilmesiyle oluşturulur.

2.4.9. ITV (Internal Hedef Hacim)

CTV konumu, şekli ve boyutundaki belirsizlikler nedeniyle verilen güvenlik marjınlarıyla oluşturulan hacimdir (40).

2.5. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Çeşitli teknikler kullanarak radyasyon planlamasını sağlayan program ve yazılımlardan oluşan bir bilgisayar sistemidir.

Cihazın özellikleri ve inhomojen anatomik görüntüler kullanılarak tedavi planları oluşturma imkânı sağlar.

TPS'de kullanılan tekniğe bağlı olarak, öncelikle sistem tedavi için gerekli tüm parametrelerle yüklenir ve doğruluğu kontrol testleriyle belirlenir.

İki farklı planlama yöntemi bulunmaktadır.

2.5.1. İleri Planlama Tekniği

Başlangıçta tedavi için gerekli tüm değişkenler sisteme tanımlanır. Işın modifikatörleri, ışın değişkenleri, MLC ayarları, her bir ışın için doz ağırlığı, kullanılacak wedge filtre oranları, koruyucu blok ve bolus gibi malzemeler önceden eklenir. Tanımlanan bu dozimetri parametreleri kullanılarak bir doz dağılımı oluşturulur. Elde edilen doz dağılımı, istenen değerleri elde etmek için planlama parametreleri değiştirilerek ayarlanabilir (41,44).

2.5.2. Ters Planlama Tekniği

Bu planlama sistemi, tümör hacmine istenilen dozu verdikten sonra risk altındaki organ hacmini otomatik olarak hesaplayan ve tolerans limitlerine göre değerleri ayarlar. Bu planlama sistemi, tedavi planları oluşturmak için doz-hacim histogramlarını kullanır. Bu sistemde tümör hacmi ve kritik organlara istenilen doz tanımlanır. İleri planlama sistemine göre kritik organları korumada daha etkilidir (41,45).

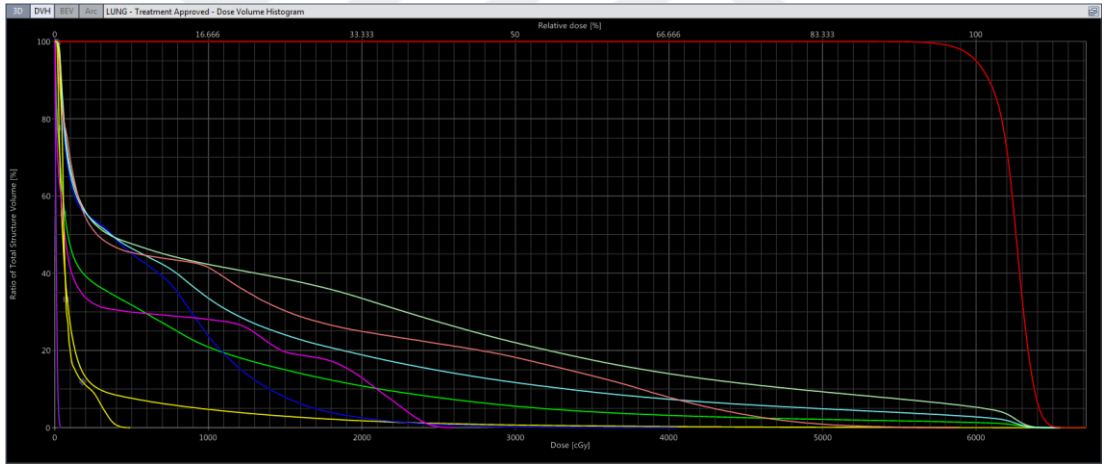
2.6. PLAN DEĞERLENDİRME PARAMETRELERİ

2.6.1. Doz Hacim Histogramı (DVH)

Doz hacmi histogramı (DVH), ilgili radyasyona maruz kalan organların 3D doz dağılımını özetleyen ve belirli bir organ veya hedef hacim içindeki doz dağılım frekansının grafiksel bir sunumunu sağlayan 2D bir grafikdir.

BT görüntüleri voksel adı verilen birimlerden oluşur. Hacimdeki her vokselden alınan dozların gruplandırılmasıyla bir DVH eğrisi oluşturulur. Diferansiyel veya kümülatif olarak hesaplanır.

Kümülatif DVH; belirli bir doz aralığında istenen belli bir doza eşit, minimum veya maksimum ne kadar doz aldığının grafiksel bir temsidir (Şekil 2.10).



Şekil 2. 10. Kümülatif DVH Eğrileri

2.6.2. Konformite İndeksi (CI)

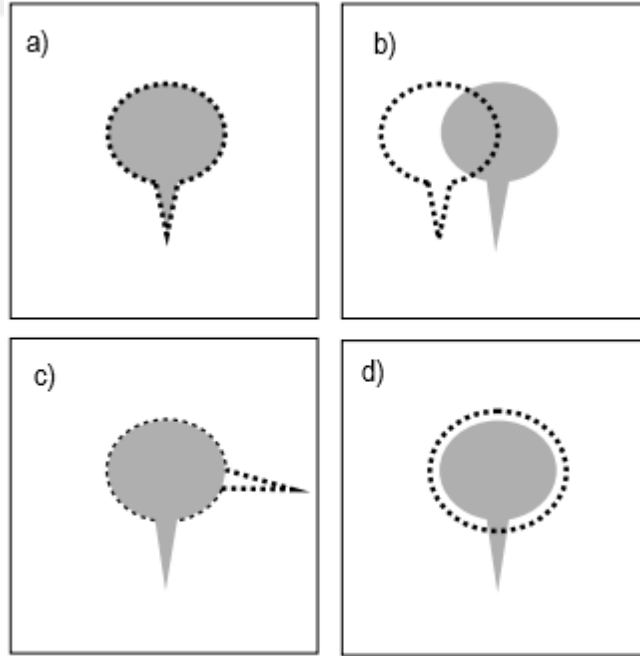
Tanımlanmış bir tedavi dozunun kapsadığı hacmin hedef hacimdeki veya PTV' deki yerini ve risk altındaki organları ne kadar sardığının ölçüsüne 'konformite indeksi' denilmektedir.

CI= V_{RI} / TV (Eşitlik 2.1)

$$CI = \frac{\text{Tedavi Hacmi}}{\text{Hedef Hacim}}$$

CI değeri 1 ise PTV kapsamının ideal olduğu düşünülür ve izodoz yüzeyinin hacmi hedef hacmi tamamen kaplar. V_{RI} , TV'den düşükse, PTV' nin bir kısmı istenen dozu almadıysa CI 1'den küçüktür. V_{RI} , TV'den büyükse, sağlıklı doku hedef hacmin alması gereken dozu alıyor demektir bu durumda $CI > 1$ dir.

Şekil 2.11'de gösterilen CI, yalnızca hedef hacmin kaplandığı ve sağlıklı dokunun ışınladığı durumlarda a'da klinik olarak yararlıdır. b ve c için hedef hacim sarmayıp sağlıklı dokuya gitmiştir. d hedef hacmi kaplar ancak sağlıklı dokuya da doz gitmektedir.



Şekil 2. 11. İdeal plan 'a' da gösterilmiştir (75).

2.6.3. Homojenite İndeksi (HI)

PTV' deki homojenliğin bir ölçüsü, PTV hacmindeki near maksimum doz ve near minimum doz değerlerinin reçete edilen doza göre değerini ve hedef hacimdeki doz dağılımının homojenliğinin bir ölçüsüdür. Homojenite indeksi, PTV' de doz homojenliğidir. Farklı tanımlanmış formülleri olmakla birlikte özellikle YART için klinik uygulamalarda bir değerlendirme parametresi olan homojenlik indeksi için ICRU raporu 83'te gösterildiği gibi denklem 2.2 ile verilen formül önerilir.

$$HI = \frac{D_{\%2} - D_{\%98}}{D_{\%50}} \quad (\text{Denklem 2.2})$$

İdeal olarak homojenlik indeks değeri sıfır olmalıdır. HI = 0 olduğunda dozun hedef hacimde homojen olarak dağıldığı düşünülür.

2.6.4. Gradient İndeksi (GI)

Gradyan indeksi, doz gradyanını tanımlayan bir değişkendir. GI genellikle aynı konformiteyi paylaşan planları karşılaştırmak için kullanılır. Hedef hacmin dışındaki doz gradyanı ne kadar küçükse, doz dağılımı hedef hacmin kenarlarında o kadar konsantre olur. Eğim ne kadar dik olursa, doz hedef hacmin merkezinde o kadar konsantre olur. Planları aynı konformite indeksi ile karşılaştırarak, eğim indeksi, dozun hedef hacmin dışına daha hızlı düştüğü düzlemi gösterebilir.

$$GI = \frac{\text{Yarı Doz Alan İzodoz Hacmi}}{\text{Hedef Hacim}}$$

$$GI = \frac{V_{\%50DP}}{V_p}$$

$V_{\%50PIV}$ reçete edilen dozunun %50 sini alan izodoz hacmidir. Buna göre, bizim çalışmamızda, $V_{\%50PIV}$ değeri için 3000 cGy doz alan hacim belirlenmiştir (46,47).

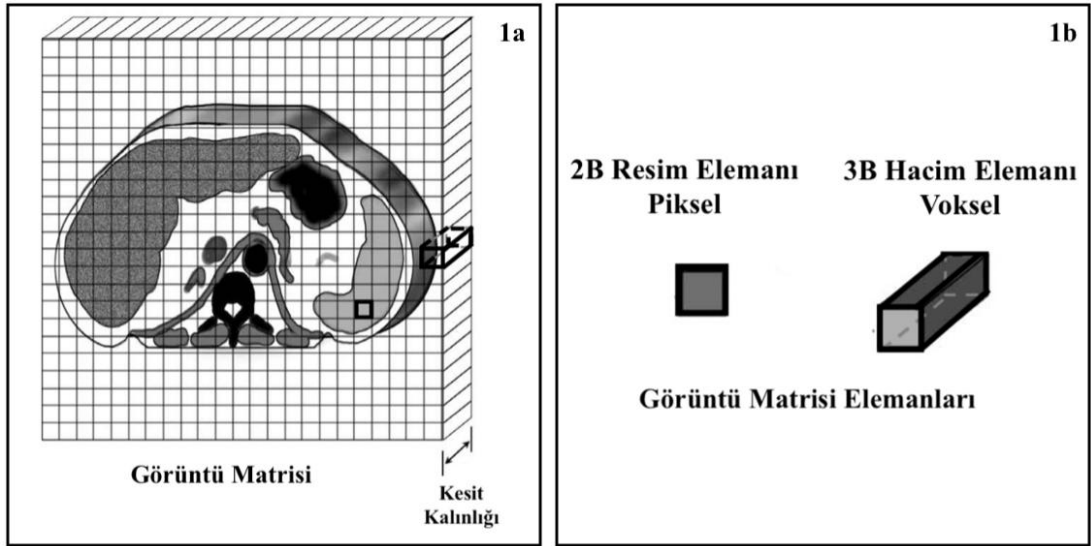
2.7. Bilgisayarlı Tomografi

Foton demeti ilgili bölgenin etrafında 360 derece dönerken vücudu 1.25, 2.5 gibi ince kesitlerle tarayan bir cihazdır. Daha sonra her bir kesitin görüntülerini alan ve bunları bir bilgisayar sistemine gönderen gelişmiş bir görüntüleme tekniğidir. BT'nin başlıca avantajları arasında; direk grafiğe göre üst üste binen anatomiyi ortadan kaldırması, doku yoğunluğundaki küçük farklılıkları algılaması ve geleneksel röntgen filmlerine göre üstün görüntü kalitesi sağlamasıdır. BT ekipmanları: gantri ve masa, bilgisayar sistemleri ve kontrol/izleme konsolları (Şekil 2.12). X-ray jeneratöründen çıkan X-ışınları, hastanın vücuduna girmeden önce ölçülür birde çıktıktan sonra ölçülür. Zayıflayan X-ışın miktarını bilgisayar sistemi hesaplayarak her bir noktanın gri tonda görüntüsünü oluşturmaktadır (48). BT klinikte birçok alanda tanı koymada yardımcı olurken radyoterapi alanında hedef hacimlerin belirlenmesi tedavi planlanmasında temel role sahiptir (49).

2.8. Hounsfield Unit ve Özellikleri

2.8.1. Görüntü Matrisi ve Elemanları

Görüntüler genellikle 512x512 piksellik bir kare matristen oluşur. Bir resim ögesi (piksel), dijital bir görüntünün temel iki boyutlu (2D) ögesidir. Hacim ögesi (voksel), piksellere BT taramasının kesit kalınlığı eklenerek oluşan bir görüntü ögesidir (Şekil 2.12.1.a). Bu nedenle, BT görüntülerinin 2B piksel dizisi, kesitlerde aynı sayıda 3B voksel dizisine karşılık gelir (Şekil 2.12.1.b). BT görüntüsündeki her voksel içindeki dokunun X-ışını zayıflama özelliklerini vermek için HU dönüşümünü kullanır. Her piksele HU ölçeğinde 2^{12} (4,096) farklı gri seviye atanır. Bu nedenle, optik yoğunluk, hastadan geçerken anatomi boyunca bir x-ışını atenüasyonu (zayıflamasını) temsil eder (50).



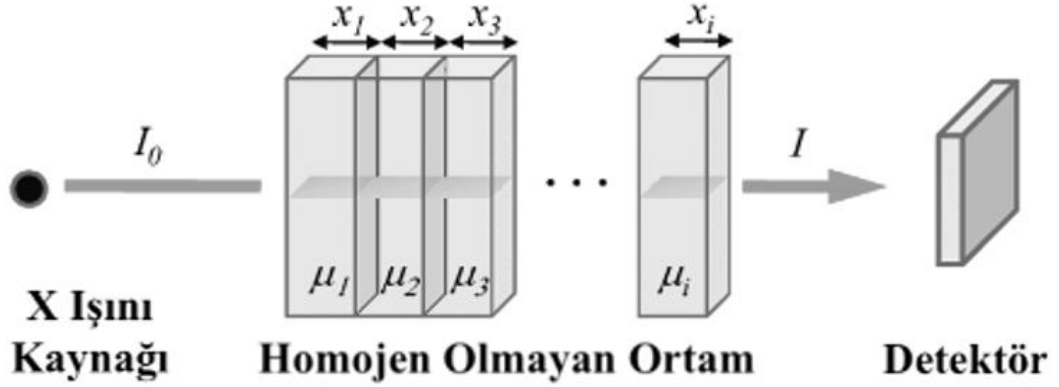
Şekil 2. 121a) BT Görüntü Matrisi, 1b) 2 Boyutlu Görüntü Öğeleri (Pikselleri) ve 3 Boyutlu Hacim Öğeleri (Vokselleri) (50)

2.8.2. Foton Geçiş Oranı

X-ışınları görüntüleme sırasında bir kısmı doku ile etkileşime girmeden geçebilirken, bir kısmı da bu anatomi ile etkileşime girerek emilir veya saçılır. X-ışını fotonlarının hastanın görüntüleme bölgesinden geçtiği anatomi, heterojen bir ortam sunar. Mono-enerjetik X-ışını fotonlarının bu tür homojen olmayan ortamlardan geçirgenliği Denklem 1 de gösterilmiştir (52) (Şekil 2.14).

$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i} = I_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \dots + \mu_n x_n)} \quad (1)$$

İncelenen anatomik bölgeden geçen zayıflatılmış foton ışınının yoğunluğu (yoğunluk), ' I_0 '. İncelenen anatomik bölgeye ulaşan ve henüz zayıflamayan foton ışınının yoğunluğu ' μ_i '. Lineer zayıflama katsayısı ' x_i ' bir x-ışını fotonun karşılaştığı tüm dokular içinde aldığı yolu temsil eder (52).



Şekil 2. 13. Foton ışınlarının homojen olmayan ortamlarda iletilmesi(52)

Foton geçirgenliği ifadesinin yalnızca birincil ışının zayıflamasını tanımladığını ve saçılan radyasyon yoğunluğunu hesaba katmadığı bilinmektedir. Polienerjetik X-ışınları durumunda, foton geçiş hızları kullanılıyorsa, hesaplama foton demetindeki farklı tüm ışın enerjilerine dayanmalıdır. Bu hesaplamada için X-ışını spektrumundaki birbirinden farklı tüm fotonların önce ortalama enerjisi alınarak hesaplanır (54).

2.8.3. Foton Geçiş Oranı Ölçümleri

BT görüntüleme, incelenen anatomik bölgedeki bir hat boyunca bir X-ışını ışınının zayıflamasını tespit eder ve X-ışını ışınının geçirgenliğini ölçer. Denklem 1'deki foton aktarım hızı formülünden I ve I_0 değerleri $\mu_i x_i$ değişkenini hesaplamak için kullanılır. Ayrıca, $\mu_i x_i$ değeri: Her bir vokselde kalan anatominin yoğunluğu bu hacimlerin ve kütlelerinin bilgilerinin birleşimi ile belirlenir. CT görüntülerinin cihaz ile ilgili parametrelere bağımlılığı, röntgenogramlarınkinden farklıdır. X-ışını görüntüleri yetersiz pozlandığında (I_0 çok düşük) yoğun (beyaz) ve aşırı pozlandığında (I_0 çok yüksek) seyrek (siyah) görünür. Fakat BT görüntülerindeki beyaz ve siyah arasındaki spektrum farkı I_0 'la ilgili değildir. Bu, BT görüntüsünü cihazla ilgili parametrelere daha az, hastanın anatomisine ise daha çok bağımlı yapar (50).

2.8.4. Hounsfield Birimleri (BT Sayıları) ve Hounsfield Ölçeği (Skalası)

Hounsfield Birimleri (BT Sayıları) (HU): Her bir vokseli temsil eden pikselin HU değeri, o voksel tarafından temsil edilen odak noktasının X-ışını zayıflama değeri ile ilgilidir (Tablo 2.1). Hounsfield birimleri boyutsuzdur. HU değerleri, dokunun lineer zayıflama katsayısının (μ_{doku}) damıtılmış suyun (μ_{su}) standart sıcaklık ve basınçta (deniz seviyesinde 0 °C ve 105 paskal) lineer olarak dönüştürülmesiyle elde edilir. HU değeri ile doku lineer atenuasyon katsayısı arasındaki ilişki Denklem 2 ile ifade edilir (50,52,54).

$$HU = 1000 \cdot \frac{(\mu_{doku} - \mu_{su})}{\mu_{su}} \quad (\text{Denklem 2})$$

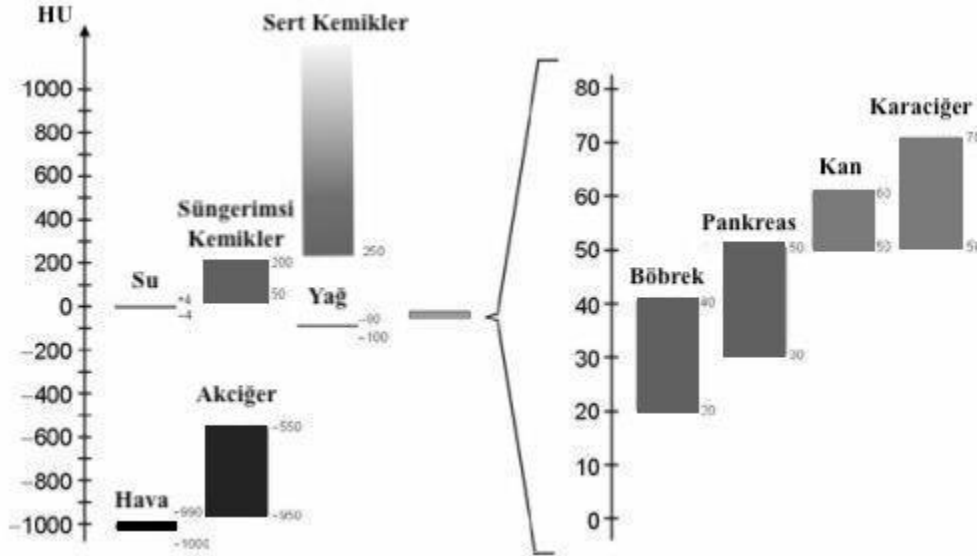
Tablo 2. 1. Çeşitli dokuların 60 kV X-ışını uygulandığında lineer zayıflama katsayıları

Doku	Doğrusal Zayıflama Katsayısı μ (cm ⁻¹)
Kemik dokusu	0,528
Kan dokusu	0,208
Gri dokular	0,212
Beyaz dokular	0,213
Beyin Omirilik Sıvısı (BOS)	0,207
Su dokusu	0,206
Yağ dokusu	0,185
Hava dokusu	0,0004

Hounsfield Ölçeği (Skalası): Hounsfield birimleri minimum 12 bit derinliğinde her bir piksele karşılık gelen gri tonlamalı bir imaj haritasıdır. -1.024 ile +3.071 arasında toplam 4096 (2^{12}) farklı gri ton vardır. Distile suyun normal şartlar altında standart sıcaklık ve basınçtaki dansitesi sıfır (0) dır. +3.000 değeri sert kemik dokusunu ayrıca kontrast maddelerin HU değerlerini ifade eder. -1.000 değeri hava, -300 ile -100 aralığı yumuşak dokuları temsil eder. (Tablo 2.2 ve Şekil 2.14). Bir ucu beyaz diğer ucu siyah aradaki değerler gri tonlara boyanarak Hounsfield Unit cetveli oluşturulur (50,52,54).

Tablo 2. 2. Su, Hava ve Çeşitli Dokular İçin HU Değeri Aralığı

Doku	HU
Sert Kemik doku	+1.000 (+300 - +2.500)
Karaciğer dokusu	+60 (+50 - +70)
Kan dokusu	+55 (+50 - +60)
Böbrek dokusu	+30 (+20 - +40)
Kas dokusu	+25 (+10 - +40)
Beyin Gri dokusu	+35 (+30 - +40)
Beyin Beyaz dokusu	+25 (+20 - +30)
Su dokusu	0
Yağ dokusu	-90 (-100 - -80)
Akciğer dokusu	-750 (-950 - -600)
Hava dokusu	-1000



Şekil 2. 14. Çeşitli dokular için tipik HU değer aralıklarının gri tonlaması (54)

2.8.5. Hounsfield Unit Birimlerini Etkileyen Faktörler

Rekonstrüksiyon algoritması (*kerneli/filtresi*), ışınlama (*ekspojur*) parametreleri, görüntüde istenmeyen yanlış durumları (artefaktları) ve tarayıcıya dolaylı yada doğrudan bağlı donanımsal değişkenler, HU değerlerini etkileyen faktörlerdir. Ekspojur parametreleri aynı anda hem HU değerlerini hemde foton enerjisini ve gürültüyü de etkiler. Gürültüyü ışınlama süresi (s) ve tüp akımı (mA) etkiler. Foton demet enerjisini tüp voltajı (kV) ve pik voltaj (kVp) etkiler. FOV ile

ilgili değişkenler; FOV alanı, FOV merkezinden kayması FOV boyutu HU değerlerini etkiler (52,54,56).

Filtrelenmiş foton demetleri ile BT görüntüleri alınır. Çünkü gelen foton demetinde farklı enerjili fotonlarda bulunmaktadır. Bunlarda görüntülerde artefaktlara sebep olmaktadır. Bu yüzden filtrelenmiş ortalama 75kV enerjiye sahip fotonlar kullanılır. Bu enerji aralığında fotonların madde ile etkileşiminde büyük oranda Compton saçılması gerçekleşir. Compton saçılması %94 oranında yağda, kasda %91 ve kemikte %74 oranında görülür. Compton saçılması, dokuların elektron yoğunluğundan etkilenir. Yoğunluk (ρ) ve doğrusal zayıflama katsayısı (μ) ile doğru orantılıdır. Elektron yoğunluğu (ρ_e) ‘Formül 3’de verilmiştir (50).

$$\rho_e = \frac{NZ}{A} \quad (3)$$

N ; Avogadro sabiti ($N=6,023 \times 10^{23}$)

Z ; Atom numarası

A ; Atom kütlesi (Tablo 2.3.)(50).

Tablo 2.3. Farklı Dokularının Elektron Yoğunlukları

Doku	Elektron Yoğunluğu (elektron/cm³)	Fiziksel Yoğunluk (g/cm³)
Su dokusu	3,35x10 ⁻²³	1
Kemik dokusu	3,72-5.59	1,2-1,8
Dalak dokusu	3,52	1,06
Karaciğer dokusu	3,51	1,05
Kalp dokusu	3,46	1,04
Kas dokusu	3,44	1,06
Beyin Beyaz dokusu	3,42	1,03
Beyin Gri dokusu	3,43	1,04
Böbrek dokusu	3,42	1,05
Pankreas dokusu	3,4	1,02
Yağ dokusu	3,07	0,92
Akciğer dokusu	0,83	0,25

2.8.6. Hounsfield Unit Değerlerinin Doğruluğu ve Kararlılığı

HU değerlerinde, farklı tarayıcıların farklı fantom kullanımından kaynaklı sapmalar gerçekleşebilir. Hatta belirli bir dokunun HU değerleri, aynı tarayıcı olsa bile zamanla değişebilir. Bu yüzden HU değerlerinin doğruluğu ve kararlılığı ara ara kontrol edilmelidir (57).

Foton demetlerinin zayıflatması ile HU değerleri doğru orantılıdır. Doğru bir doz haritası çıkması için doku yoğunlukları ve elektron yoğunluklarını içeren hatasız bir tablo hazırlanmalıdır. HU-EDT BT taramasından elde edilir. Kalibrasyon eğrileri ile değerlendirilmesi yapılır.

Elektron yoğunluğu fantomu HU-EDT eğrisi, fantomun kullanım kılavuzundaki protole göre elde edilir. Fantomun BT taraması aksiyel kesitte alınır. Görüntüler üzerinde objelerin bulunduğu bölgelerin üzerine tıklayarak HU değerlerinin referans aralıkta olup olmadığına görüntü üzerinden ölçülür. Veriler, üreticiden alınan standart değerlerle karşılaştırılır. Daha önce ölçülen değerlerle de karşılaştırılır. Ancak bu değerler kV filtrasyonu, dedektör absorpsiyonundan etkilenebilir. Ayrıca filtrasyon sonucunda oluşacak ışın sertleşmesi düzeltmelerindeki farklılıklardan etkilenebilir. BT tarayıcıları arasında farklılıklar

gösterebilir. Bu şekilde HU-EDT grafiği çizildiğinde, elde edilen histogramın korelasyon katsayısı 1'e yakın olmalıdır. *Bu değer aynı klinikteki tarayıcı için $\pm\%5$ sınırları içinde kalmalıdır* (56). Aynı zamanda HU-EDT kalibrasyon eğrisi, RT'de, tedavi planlamasında doku inhomojenitesini düzeltmek amacıyla da kullanılır. EDT değişimi için kabul sınırı 0.02 g/cm^3 'dir. Belirli bir materyal için kabul sınırı ± 20 HU dir (59-61).

2.8.7. Elektron Yoğunluğu Fantomu ve Özellikleri

Elektron yoğunluğu fantomu (EDP) BT kalibrasyonunun doğruluğunu direk etkiler. Fantomun bazı standartları taşıması gerekir. Fantom antropometrik geometriye sahip olmalıdır. Çünkü bu durum anatomik açıdan önemlidir. Fantom toraks gibi eğri bir yüzeyin modelleyebilmelidir. Fantom boyutları insan anatomisine yakın olmazsa ışın sertleşmesi (*beam hardening*) gerçekleşir. Sonucunda yüksek yoğunluklu objeler için düşük HU değerleri hesaplanır. Bu nedenle insan anatomisine yakın boyut ve şekilde fantomlar üretilmelidir (47). Fantomun içinde inhomojen objeler bulunur. Bu objeler doku eşdeğeri malzemelerden üretilmelidir. Dansite değerleri belgelenmiş olmalıdır. Bu objeler kemik, yumuşak doku, hava ve su eşdeğeri malzemeler barındırmalıdır. Bu objeler içine dozimetre alabilecek boyutta olmalıdır (48,49). İyon odalarının yerleştirileceği yer ve sayısı önemlidir. Film dozimetritler antropometrik fantomlarda kullanılır. Ölçümler homojen ve inhomojen bölgelerde yapılabilir. Ayrıca fantomların kurulumu, kullanımı kolay olmalıdır (49)(Şekil 2.15, Şekil 2.16).



Şekil 2. 15. Cat Fantom (76)

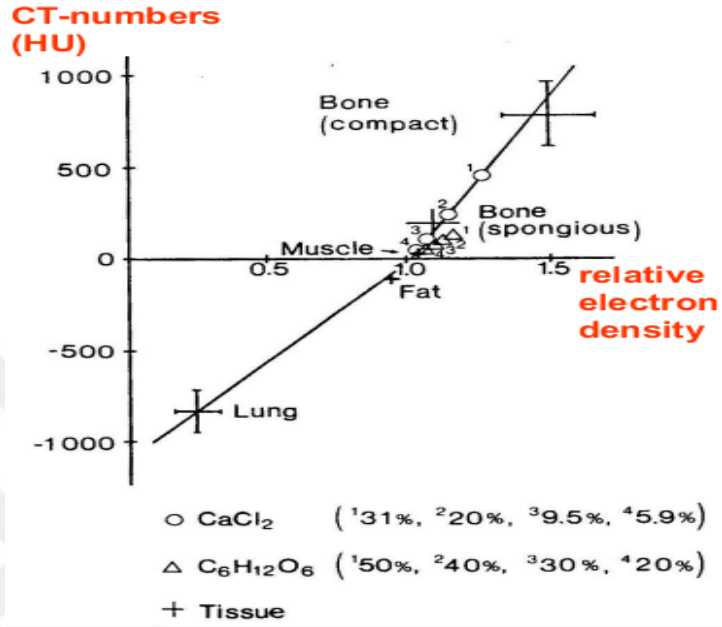


Şekil 2. 16. Fantom içindeki farklı yoğunluktaki objeler (76)

Doz hesaplaması için, HU değerleri elektron yoğunluklarına dönüştürülmelidir. İçerisinde farklı elektron yoğunlukları bilinen fantomun BT görüntüsü alınır. Farklı yoğunluktaki objelerin HU değerlerine bakılır ve bir tablo hazırlanır. TPS bu tabloyu referans alarak heterojeniteleri hesaplar.

2.8.8. Heterojenite Düzeltmeleri

Hastada ışınlanan ortamın rölatif elektron yoğunluğu hasta BT veri setinden tayin edilebilir. (Şekil 2.17)



Şekil 2. 17. Heterojenite Düzeltmeleri (76)

2.9. Tomoterapi

2.9.3. Serial Tomoterapi

Her biri 20 yapraklı iki binary kolimatör seti (MIMIC, Multivane-Collimator) ile dönen bir ışın fikrine dayanır (Şekil 2.18). Binary kolimatör basınçla çalışır ve yaprak genişliği 1 cm'dir (62).

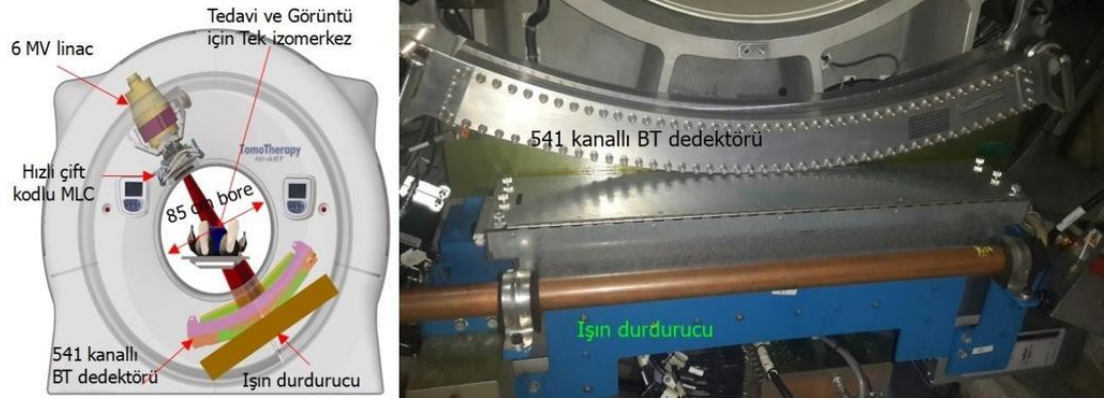


Şekil 2. 18. Serial tomoterapi ve Peacock serial tomoterapisinde kullanılan ikili kolimatör (MIMIC) (62)

2.9.4. Helikal Tomoterapi

Helikal tomoterapi kesit tedavisidir. Helikal tomoterapi; dairesel bir gantri, ışın durdurucu, yüksek voltaj kaynağı, dedektör, magnetron ve hızlandırıcı tüplü, ÇYK'den oluşan ışın demetine sahip bilgisayarlı tomografi benzeri bir cihazdır (Şekil 2.19). Çalışma şekli, hasta gantriye hareket ederken gantriye yerleştirilmiş bir lineer hızlandırıcının hasta gantri içine ilerlerken hava basıncıyla çalışan ÇYK'ler ile helikal ekseninde verilmesi şeklindedir.

Diğer lineer hızlandırıcılardan farkları;

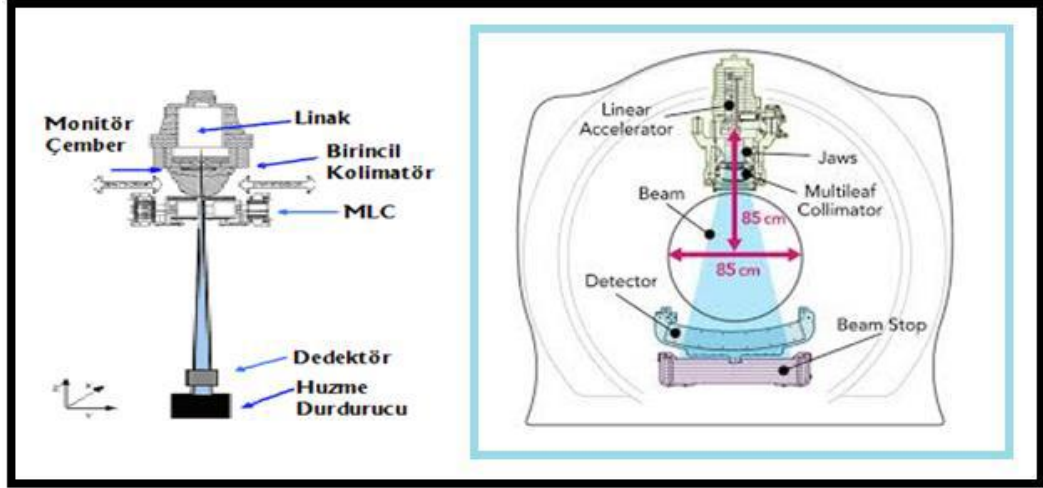


Şekil 2. 19. Tomoterapinin iç yapısı (77)

- 1) Kaynak-yüzey mesafesi (SSD) 85 cm'dir.
- 2) Düzleştirici (flattening) filtre yoktur . YART tekniğini kullanmaktadır.
- 3) Sanal eşmerkez ifadesi kullanılır.
- 4) Yalnız 6 FFF foton ışınması yapar. Elektron tedavisi yoktur.
- 5) Pitch ve modülasyon faktörü bulunmaktadır.

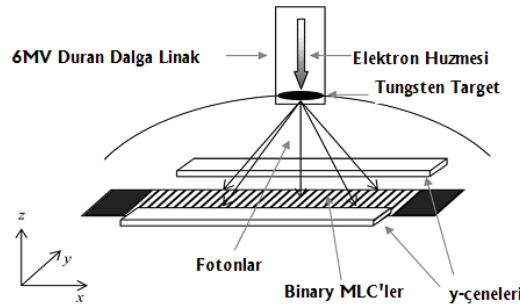
2.9.5. Helikal Tomoterapinin Çalışma Prensibi

Tomoterapi, kesitsel ışınlama kullanan ve YART ile GRRT'yi birleştiren harici bir radyasyon tedavisidir. Tomoterapide; Şekil 2.20'de görüldüğü gibi, GRRT'de kullanılan lineer hızlandırıcı tüpler, magnetronlar, dedektörler ve ışın durduruculardan oluşan sistem, gantri ile sürekli veya sabit hızda 360 derece dönen dairesel bir portal üzerine yerleştirilir. Tedavi ışını binary ÇYK sistemi tarafından oluşturulur.



Şekil 2. 20. Tomoterapinin gantri tasarımı (63)

Diğer lineer hızlandırıcılardan farkı, tomoterapi cihazında YART işlevi nedeniyle düzleştirici filtre ve elektron ışıması yoktur ve ışın kaynağı olarak foton ışınma enerjisi sadece 6 MV' dir. Ek olarak, tedavi planlama sisteminde, 7 derecelik açılarla 51 noktadan ışın yolu açarak doz yoğunluğunu ayarlar ancak tedavi kısmında masa ve gantri hareketi durmadan devam eder, ÇYK ışınlama sırasında tamamen açık yada tamamen kapalı yani şekil almadan çalışır. Tomoterapi SSD mesafesi 85 cm'dir. Tomoterapi MVCT görüntülemeye kullanılan 541 xenon dedektör, her tedaviden önce görüntülerin alınabilmesi için lineer hızlandırıcının önüne yerleştirilir. Dedektör ile lineer hızlandırıcı arasındaki mesafe 145 cm olacak şekilde tasarlanmıştır. Tomoterapi ışın kolimasyonu, %95 tungsten alaşımı içeren bir birincil kolimatör ve bir çene kolimatörü tarafından sağlanır. Çene kolimatörleri üç genişlikte mevcuttur: 1 cm fixed, 2,5 cm dinamik ve 5 cm dinamik (63,67).



Şekil 2. 21. Helikal tomoterapinin kolimatör yapısı (63).

Helikal tomoterapi kolimatörünün yapısı ve düzeni Şekil 2.21'te gösterilmektedir. Binary ÇYK sistemine sahiptir ve 64 yapraktan oluşur. MLCler pnömatik basınç ile hareket eder (Şekil 2.22). Bu levhaların kalınlığı 0,625 cm uzunluğu 10 cm dir. Tek seferde 40x130cm²'lik bir alanı spiral olarak ışınlatabilir. Bu fonksiyon, kraniospinal için oldukça önemlidir (63,67).



Şekil 2. 22. İkili ÇYK sistemi (63)

Tomoterapi cihazında alan ışığı yoktur. Uzun eksen boyunca (uzunlamasına, boyuna) hasta konumlandırması için yalnızca gantrinin 70 cm dışında sanal bir eş merkezli nokta tanımlanır. Tomoterapi cihazı için iki tip eşmerkez tanımlanmıştır. (63). Bu eş merkezler;

- 1) **Cihaz eşmerkezi:** (0,0,0) koordinatlarda, gantrinin içerisinde ışın yolunun altındaki bir noktada tanımlanır (66).
- 2) **Sanal eşmerkezi:** (0,- 700 mm, 0) koordinatlarında, gantrinin 70cm dışında bulunur (66).

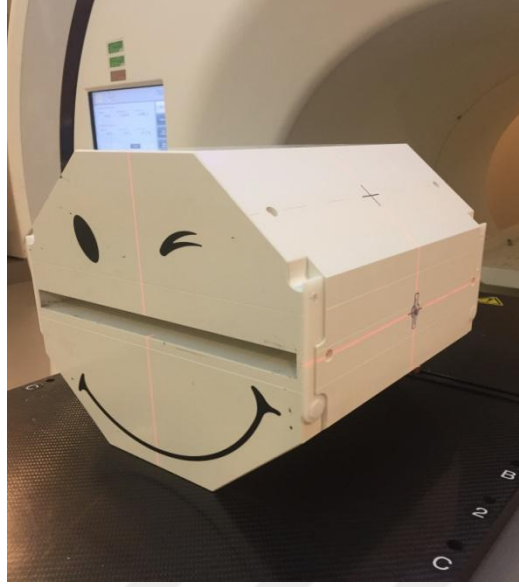
Tomoterapi cihazında iki tip lazer tanımlanmıştır: kalite kontrol ve hasta konumlandırma (66).

Yeşil lazerler: Cihazın kalite kontrolünde (PDD vs.) kullanılan sabit lazerlerdir (66) (Şekil 2.23).



Şekil 2. 23. Cihazın kalite kontrolü için yeşil lazerler kullanılmaktadır.

Kırmızı Lazerler: Hasta set-up kısmında kullanılan dinamik lazerlerdir ve Şekil 2.24’da gösterilmiştir (66).



Şekil 2. 24. QA ve hasta setupında kırmızı lazer (sagittal, aksiyel, koronal) kullanılmaktadır.

Tomoterapiye özgü bazı değişkenler;

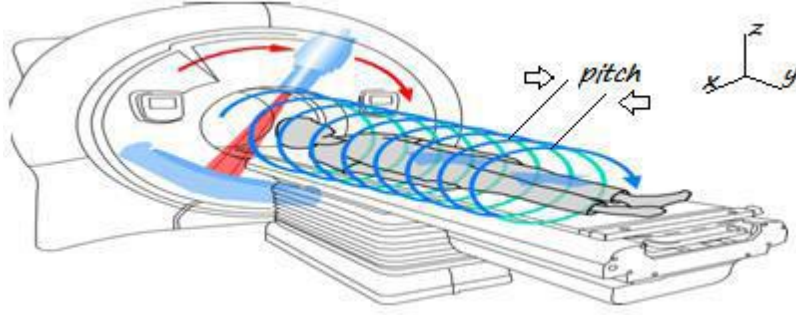
1. Jaw genişliği: Üç çeşit kalınlıkta çene genişliği vardır. Bu genişlikler;

1cm: Küçük hacimler (Stereotaktik tedaviler),

2.5cm: Standart hacimler (Akciğer, Baş-boyun, pelvis, prostat, abdomen),

5cm: Büyük hacimler (Kraniospinal, ekstremiteler, göğüs duvarı)

2. Pitch Faktörü: Pitch (ya da pitch oranı) kavramı tomoterapide önemlidir, gantri dönerken masanın hareket aralığıdır. Helikal BT tarayıcılar ve helikal tomoterapi için pitch faktörü farklılık göstermektedir. Pitch faktörü genel olarak 0,5den küçük olarak ayarlanmıştır. Pitch faktörü 0,2-0,5 arasındadır. Şekil 2.25’de gösterilmiştir (68,69).



Şekil 2. 25. Tomoterapi'de kullanılan pitch faktörü (78).

$$\text{Pitch Faktörü} = \frac{\text{Gantri Rotasyonu Başına Masa Hareketi}}{\text{Kesit Kalınlığı}}$$

3. Modülasyon Faktörü (MF): ÇYK'ların hareket hızını ve doz dağılımını tanımlar. ÇYK'ların açılıp kapanma hızını etkileyen bir faktördür. MF ne kadar büyük olursa, ışık yoğunluğu o kadar yüksek ve gantri dönüşü o kadar yavaş olur. Daha yavaş gantri rotasyonu DVH (Doz Volüm Histogramı) planlamasını iyileştirir ancak tedavi süresini artırır.

$$\text{Modülasyon Faktörü} = \frac{\text{Maksimum Demet yoğunluğu}}{\text{Ortalama Demet Yoğunluğu}}$$

2.9.6. Tomoterapi Cihazının Algoritması

Tomoterapi cihazında kullanılan algoritma Monte Carlo (MC) tekniği, milyonlarca foton ve parçacığın madde içerisinde taşınmasını simüle eder. Bireysel foton-parçacık etkileşimlerinin olasılık dağılımını belirlemek için fiziğin temel yasalarını kullanılmaktadır. Parçacıkların sayısı ne kadar yüksek olursa, dağılımlarını o kadar doğru tahmin edebiliriz. Bilgisayarın hesaplama süresi, simüle edilen parçacıkların sayısı ile doğru orantılıdır. Monte Carlo doz hesaplamaları “golden data/altın standart” olarak da adlandırılır. Rastgele çarpışmalar random varsayılarak model oluşturulmuştur, ancak sonsuz sayıda parçacık etkileşimini simüle ederek denklemleri çözmeye çalışır. İnhomojen ortamlardaki en iyi hesaplama algoritmasıdır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

GE Discovery 4D CT Simülatör

Toshiba Aquilion 4D CT Simülatör

Helikal Tomoterapi Accuray Radixact Cihazı

3.1.1. GE Discovery 4D CT Simülatör

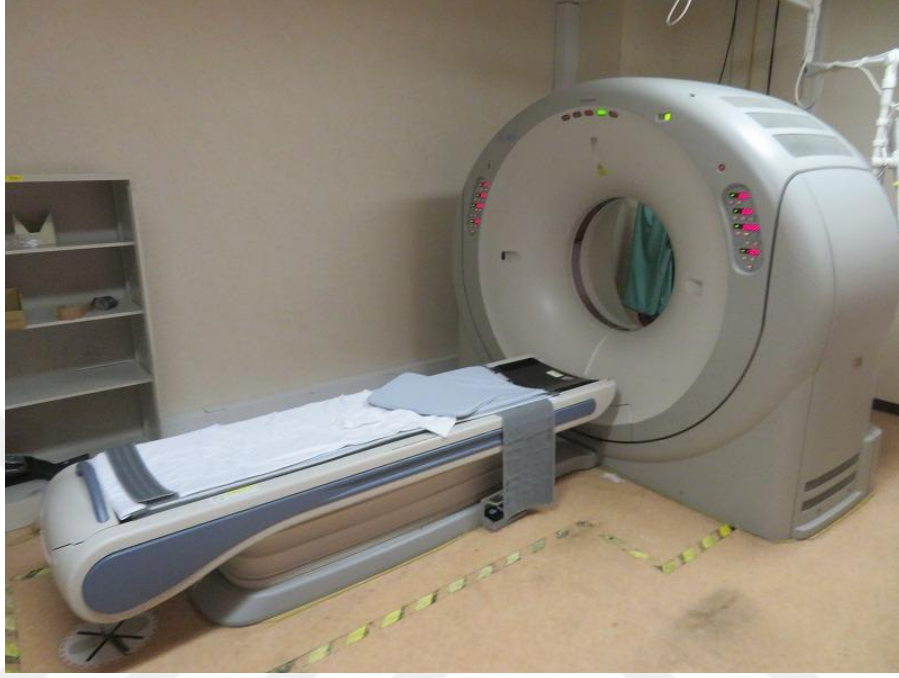
Discovery RT, 100 kW jeneratör ve 0,625 mm kesit kalınlığı ile desteklenen özel MicroVoxel teknolojisi, optimum milimetrenin altında kesit kalınlığı ve rekonstrükte edilmiş voksel boyut seçenekleriyle 2D ve 3D görüntüler sağlamaktadır. Cihazın gantri boşluğu 80 cm'dir. Maksimum tüp voltajı 140 kV; maksimum akım 800 mA'dir (70).



Şekil 3. 1. GE Discovery 4D CT Simülatör

3.1.2. Toshiba Aquilion 4D CT Simülatör

Toshiba Aquilion CT simülatör cihazının gantri boşluğu 80 cm'dir. 2D ve 3D görüntüler sağlamaktadır. Maksimum tüp voltajı 135kV, maksimum akım 600mA'dir (71).



Şekil 3. 2. Toshiba Aquilion 4D CT Simülatör

3.1.3. Helikal Tomoterapi Accuray Radixact Cihazı

Helikal tomoterapi, cihaz içinde bir Xenon dedektörü kullanarak 6 MV enerji YART ve görüntü kılavuzluğunda radyasyon tedavisi (IGRT) gerçekleştiren bir cihazdır. Gantri rotasyonu veması hareketi durmadan hareket eder ve μ s hızda çalışan ÇYK kullanarak YART gerçekleştirilir. Yaprak kalınlığı 0.625 cm ve yaprak boyu 10 cm'dir. ÇYK %95 tungsten alaşımıdır, %0,5'ten az sızıntı yapar ve hava basıncı ile çalışır. YART için kullanılan cihazlar arasında en az ÇYK sızıntısı olan sistemdir. Tomoterapi Radixact cihazı 1, 2.5 ve 5 cm olmak üzere üç farklı çene genişliğine sahiptir ve her çene genişliği için dozimetri verileri planlama sistemine yüklenir. Diğer geleneksel cihazların aksine, kaynak-cilt mesafesi 85 cm'dir. Cihaz, kalite kontrolünde kullanılmak üzere sabit bir yeşil lazere ve hareketli bir kırmızı lazere sahiptir.



Şekil 3. 3. Tomoterapi Accuray Cihazı

3.1.4. Helikal Tomoterapi Accuray Tedavi Planlama Sistemi

Ters planlama yapar ve 6 FFF foton enerjileri için doz verileri planlama sistemine yüklenir. Tedavi planlanırken doz dağılımını ve tedavi süresini etkileyen pitch faktörü, modülasyon faktörü ve jaw genişliği verileri sisteme işlenir. Hayati organlar sistem içindeki yazılımlar yardımıyla kısmen veya tamamen korunabilir.

3.2. Çalışmada Kullanılan Yöntem

Klinikte daha önce radyoterapi tedavisini tamamlamış 15 akciğer kanserli hastanın verileri kullanılmıştır. Akciğer kanseri vakalarının seçilmesinin nedenin anatomik ve doku çeşitliliği bakımından elektron yoğunluk farkının en fazla olduğu bölge olmasıdır. Güç analizi araştırmadan önce yapılmış ve çalışmanın gücü (Beta Hata Düzeyi veya İstatistiksel Güç $[1 - \text{Beta}]$) %80; p değeri (Alfa Hata Düzeyi veya Güven Düzeyi) 0.05, örneklem için standart sapma 5 idi. Bu verilere göre gerekli minimum hasta sayısı 15 olarak hesaplandı. Bu hastalar için iki farklı EDT verisi kullanıldı. Birincisi, araştırmanın yapıldığı merkezde kullanılan GE Discovery cihazından elde edilen doğru EDT (dEDT) verileridir. İkincisi ise başka bir hastaneden Toshiba Aquillion cihazına ait EDT verileridir ve bu farklı EDT (fEDT)

verisi olarak adlandırılmıştır. Plan parametresi ve iterasyon bilgilerini değiştirmeden iki tomografinin EDT'leri sisteme yüklendi. Bu veriler kullanılarak Tomoterapi Accuray Radixact tedavi planlama sisteminde (TPS) helikal yoğunluk ayarlı radyoterapi (Hel-IMRT) tekniği kullanılmıştır. Her hasta için doğru EDT (dEDT) ve farklı EDT (fEDT) kullanan iki plan oluşturulmuştur. Plan iterasyon ve değişkenlerinin birebir aynı olması amacıyla plan doğrulama bölümünde (QA=Kalite Temini); BT görüntülerinin planlanmasından QA fantomları elde edilmiş ve bu yöntemle iki farklı EDT ye ait planlar elde edilmiştir. SPSS version 23.0 analiz için kullanıldı. İki bağımlı değişkenin analizinde parametrik olmayan Wilcoxon toplam sıralama testi kullanıldı.

3.2.1. Tedavi Planlarının Oluşturulması

Tedavisini tamamlamış 15 lokal ileri akciğer kanseri tanılı hastanın önceden çekilmiş 2.5mm kalınlığındaki görüntüler aę bağlantısı üzerinden DICOM formatında tedavi planlama sistemine gönderildi. Hastanın CT si DICOM dan import edildi. Tedavi planlaması için hasta verileri MIM yazılımına yüklendi ve ICRU 83 raporuna göre aynı radyasyon onkoloğu tarafından risk altındaki hedef hacimler ve organlar tanımlandı.

New plan sekmesinin setup kısmının machine bölümünde Tomotherapy masası yerleştirilirdi. Hastanın BT'si alınırken kırmızı lazer hizalanarak radyoopak kalemle hastanın cilt işaretleyicisi üzerine kaydedildi. TPS'nin ikinci sekmesinde, ilgilenilen bölge (ROI) sekmesinde VOI ler tanımlandı. Sonra bu kritik organlar, ters planlama sisteminde öncelik ve önemlerine göre sıralandı.

PTV hedef hacim sečilerek 200 cGy den 30 fraksiyonda toplam 60 Gy olarak belirlendi. 60Gy lik toplam tedavi dozu reęetendirildi. 2,5 cm jaw geniřlięi ve modülasyon faktörü 2 sečildi. Pitch faktörü 0.287 sečilerek planlar yapıldı.

Hastaların kendi imajlarından referans QA planları oluşturuldu. Önce dEDT ile QA planı oluşturuldu. Bu aşamada yazılımın EDT tablosunu değiştirme imkanı sayesinde fEDT sisteme girildi ve hesaplanan yeni doz hacim verileri kaydedildi. Oluşturulan planlardan karşılaştırılacak veriler istatistik programına aktarıldı.

3.2.2. Planlamada Kullanılan Doz Kısıtlama Parametreleri

Tablo 3. 1. Hedef Hacim ve Kritik Organ Doz Kriterleri

Yapılar	Sınırlar	Protokol	Kabul Edilebilir Sınırlar
PTV	V60Gy	$\leq 95\%$	$\geq 90\%$
	Min dose (D99%)	$\geq 57\text{Gy}$ (95%)	$\geq 54\text{Gy}$ (90%)
	Max dose (0.03 cc)	$\leq 72\text{Gy}$ (120%)	$\leq 75\text{GY}$ (125%)
Spinal Kord	Max dose (0.03 cc)	$\leq 50\text{Gy}$	$\leq 52\text{Gy}$
Akciğerler	V20Gy	$\leq 34\%$	None
	V5Gy	$\leq 60\%$	$\leq 65\%$
	Mean dose	$\leq 18\text{Gy}$	$\leq 20\text{Gy}\%$
Kalp	Mean dose	$\leq 20\text{Gy}$	$\leq 26\text{Gy}$
Özefagus	Max dose (0.03 cc)	$\leq 60\text{Gy}$	$\leq 63\text{Gy}$
	Mean dose	$\leq 34\text{Gy}$	$\leq 35\text{Gy}$
	V60Gy	Çevresel değil	≤ 2 cm bitişik uzunluk için çevresel

3.2.3. İstatistiksel Analiz Yöntemleri

Veriler SPSS Package Program version 23.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) kullanılarak girilmiştir. Sürekli (nicel) parametreler için tanımlayıcı istatistikler; ortalama, standart sapma, min ve max değerler olarak ifade edilirken, kategorik değişken sayı (n) ve oran (%) olarak ifade edilmiştir. Verilerin normal dağılıma uymadığı için nonparametrik testler kullanılmıştır. Aynı hasta için yapılan iki farklı planının doz verilerinin karşılaştırılmış olup, bağımlı iki grup analizi için Wilcoxon-Signed Rank test kullanılmıştır. İstatistiksel olarak anlamlılık sınır 0.05 in altı olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Hedef Hacim İçin Elde Edilen Bulgular

Definitif radyoterapi uygulanan hastaların planlama BT leri kullanılmıştır. Hastaların evreleri 5 hastada evre IIIA (%33,3), 4 hastada evre IIIB (%26,7), 3 hastada evre IIB (%20), 2 hastada evre IVA (%13,3) ve 1 hastada evre IIIC (%6,7) idi. Tümör lateralizasyonuna bakıldığında 7(46,7 %) hastada sol, 8 (53,3 %) hastada sağ akciğer yerleşimli idi. Karina seviyesi baz alınarak tümör yerleşimi üst ve alt olarak 2 gruba ayrıldı. PTV median 2721.1 cc (aralık 163.0-973 cc) idi.

4.1.1. Hedef Organ Hacimleri

Hastalarda yaş ve cinsiyet kriteri yoktur ve PTV hacimleri 163-973 cc arası değişim göstermektedir.

Tablo 4. 1. Hastaların Özellikleri

Hasta	Cinsiyet	PTV(cc)
1	E	226
2	K	177
3	K	573
4	E	697
5	E	824
6	K	412
7	E	163
8	E	224
9	E	258
10	E	272
11	E	973
12	E	232
13	E	406
14	E	484
15	E	219

4.1.2. Hedef Hacim Dozları

PTV' nin %95 nin aldığı doz (D%95) değerleri ve HI, CI, GI istatistiksel sonuçlar Tablo 4.2, Grafik 4.1, Tablo 4.3 ve Grafik 4.2 de gösterilmiştir.

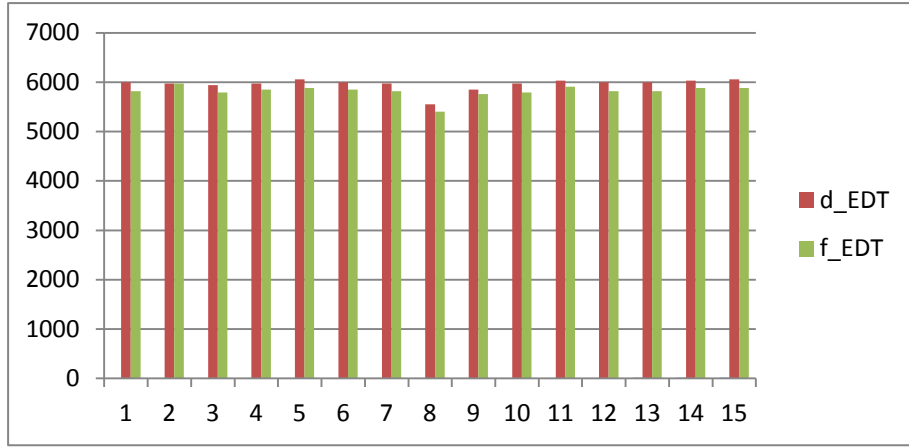
Tablo 4. 2. Planlanan Hedef Hacim

Hasta	D%95 (cGy)	
	d_EDT	f_EDT
1	6000	5820
2	5970	5970
3	5940	5790
4	5970	5850
5	6060	5880
6	6000	5850
7	5970	5820
8	5550	5400
9	5850	5760
10	5970	5790
11	6030	5910
12	6000	5820
13	6000	5820
14	6030	5880
15	6060	5880
Mean(SE)	5960	5816
Median(Range)	6000	5820
p değeri	0,01	

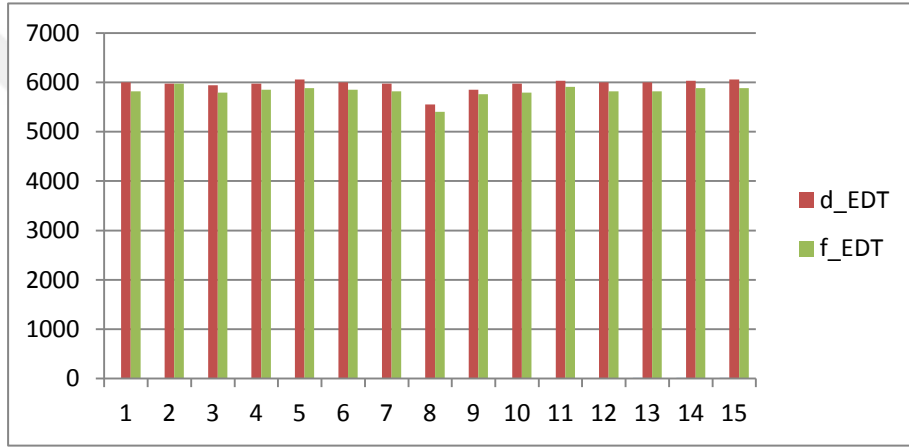
dEDT: Doğru elektron dansite tablosu

fEDT: Farklı elektron dansite tablosu

D%95: PTV nin volümünün %95 inin aldığı doz



Grafik 4.1. Planlanan Hedef Hacim İçin D_{95} Değerleri



Grafik 4.1. Planlanan Hedef Hacim İçin D_{95} Değerleri

Tablo 4. 3. Planlanan hedef hacim için HI, CI, GI değerleri

Hasta	d_PTV_HI	f_PTV_HI	d_PTV_CI	f_PTV_CI	d_PTV_GI	f_PTV_GI
1	0,1	0,11	1,02	0,83	4,22	4
2	0,14	0,18	1,21	1,3	6,15	5,89
3	0,14	0,14	1,4	0,85	4,81	4,74
4	0,13	0,15	1,22	1,08	4,54	4,4
5	0,04	0,05	1,27	0,67	4,09	3,96
6	0,1	0,1	1,42	0,79	5	4,84
7	0,13	0,13	1,05	0,92	4,23	3,99
8	0,52	0,53	1,75	1,65	5,3	4,99
9	0,09	0,22	1,12	1,25	6,75	6,56
10	0,09	0,12	1,06	0,52	3,96	3,79
11	0,13	0,13	1,37	1,25	4,27	4,19
12	0,7	0,13	1,31	0,82	6,81	6,48
13	0,03	0,05	1,32	0,28	5,04	4,87
14	0,03	0,04	1,2	0,15	4,47	4,36
15	0,1	0,11	1,25	0,98	5,44	5,16
Mean	0,16	0,14	1,26	0,89	5	4,81
Median	0,1	0,12	1,25	0,85	4,81	4,74
p değeri	0,045		0,02		0,01	

d_PTV_HI: Doğru EDT ile yapılan planda PTV Homojenite İndeksi

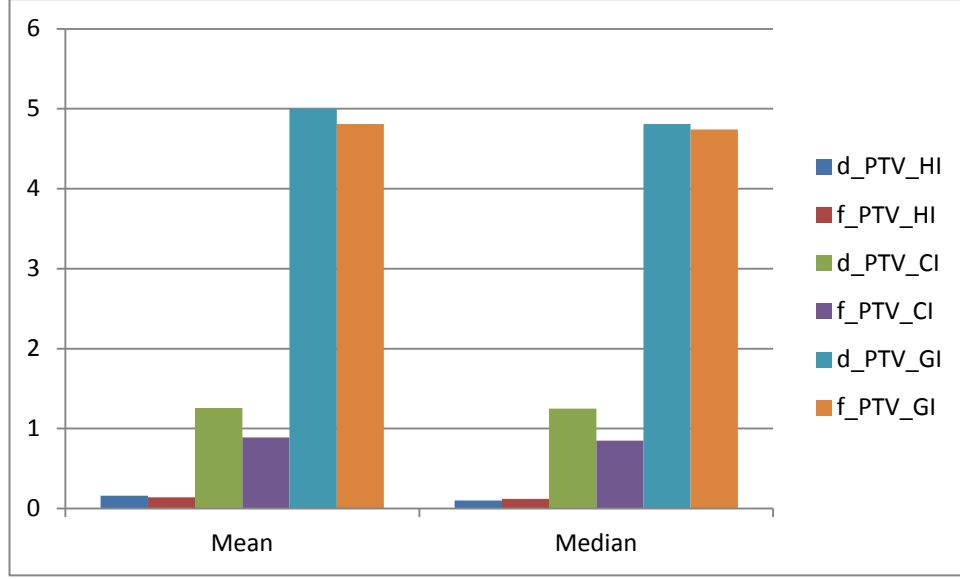
f_PTV_HI: Farklı EDT ile yapılan planda PTV Homojenite İndeksi

d_PTV_GI: Doğru EDT ile yapılan planda PTV Gradient İndeksi

f_PTV_GI: Farklı EDT ile yapılan planda PTV Gradient İndeksi

d_PTV_CI: Doğru EDT ile yapılan planda PTV Conformite İndeksi

f_PTV_CI: Farklı EDT ile yapılan planda PTV Conformite İndeksi



Grafik 4.2. Planlanan Hedef Hacim İçin HI, CI, GI değerleri

Hedef hacim doz sarımı açısından iki plan karşılaştırıldığında doğru EDT ile yapılan hesaplamada D_{95} değeri ($p=0,001$), CI ($p=0,002$), HI ($p=0,045$) ve GI ($p=0,001$) değerleri istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek bulunurken planlama sıcak doz noktası (Hot point 0.01 cc nin aldığı maksimum doz) açısından iki EDT ile yapılan ölçümler arasında anlamlı fark saptanmamıştır ($p=0,842$).

Tablo 4. 4. PTV coverage, HI, CI ve GI açısından dEDT ve fEDT ile yapılan hesaplamaların karşılaştırılması

Parametre	Mean / Median	Doğru EDT değerleri ile yapılan hesaplama		Farklı EDT değerleri ile yapılan hesaplama		p	Z
PTV_coverage_D ₉₅	Mean (SE)	5960cGy	124,5	5816cGy	126,7	0	-3,34
	Median (Range)	6000cGy	5550-6060cGy	5820cGy	5400-5970cGy		
PTV_CI	Mean (SE)	1,26	0,18	0,89	0,39	0	-3,04
	Median (Range)	1,25	1,02-1,75	0,85	0,15-1,65		
PTV_HI	Mean (SE)	0,16	0,18	0,14	0,11	0,05	-2,01
	Median (Range)	0,1	0,03-0,7	0,12	0,04-0,53		
PTV_GI	Mean (SE)	5	0,93	4,81	0,88	0	-3,41
	Median (Range)	4,81	3,96-6,81	4,74	3,79-6,56		

PTV_coverage_D95: PTVnin %95lik volümünün aldığı doz

PTV_CI: PTV Konformite İndeksi

PTV_HI: PTV Homojenite İndeksi

PTV_GI: PTV Gradient İndeksi

4.2. Kritik Organlar İçin Elde Edilen Bulgular

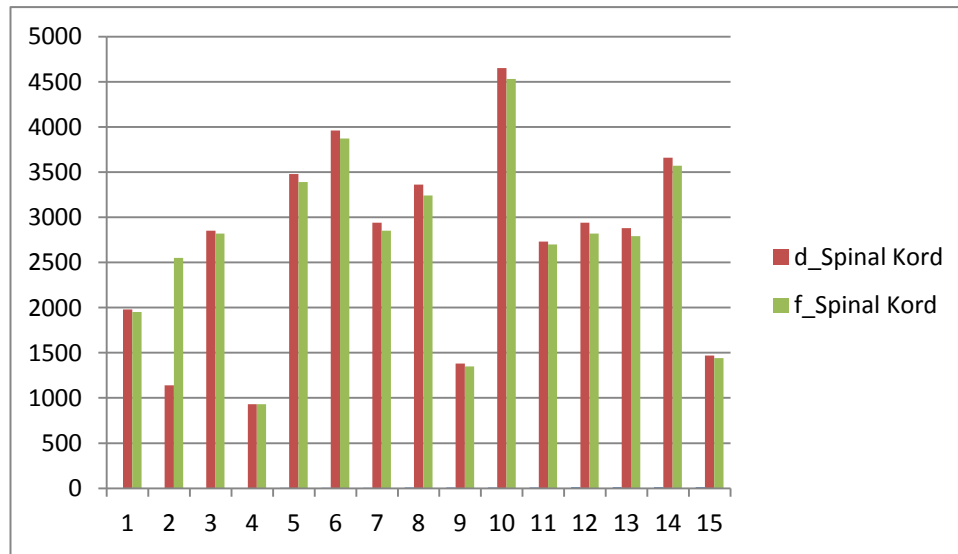
4.2.1. Spinal Kord Dozları

Tablo 4. 5. Spinal Kord doz değerleri

Hasta	d_Spinal Kord	f_Spinal Kord
1	1980	1950
2	1140	2550
3	2850	2820
4	930	930
5	3480	3390
6	3960	3870
7	2940	2850
8	3360	3240
9	1380	1350
10	4650	4530
11	2730	2700
12	2940	2820
13	2880	2790
14	3660	3570
15	1470	1440
Mean	2690	2720
Median	2880	2820
p değeri	0,015	

d_Spinal Kord: Doğru EDT ile yapılan planda spinal kordun aldığı max değer

f_Spinal Kord: Farklı EDT ile yapılan planda spinal kordun aldığı max değer



Grafik 4.3. Spinal Kord doz değerleri

Kritik organ doz parametreleri açısından değerlendirildiğinde spinal kord maksimum dozu istatistiksel anlamlı olarak planlama fEDT ile yapılan hesaplamada daha düşük bulunmuştur (p=0.015).

4.2.2. Akciğer Dozları

Tablo 4.6. Lungs-PTV V₅(%), V₂₀(%) değerleri

Hasta	d_V20	f_V20	d_V5	f_V5	d_mean	f_mean
1	19,28	18,54	55,52	54,12	1140	1110
2	24,28	23,38	57,58	56,28	1380	1350
3	32,38	32,02	59,52	58,62	1950	1890
4	30,7	29,5	60,18	57,06	1740	1710
5	20,72	19,52	65,56	64,92	1380	1350
6	28,16	27,56	53,44	52,48	1470	1440
7	19,3	18,3	57,9	56,7	1140	1080
8	22,56	21,86	71,78	70,68	1470	1410
9	23,04	22,54	49,76	47,18	1230	1230
10	23,74	23,3	64	63,34	1350	1320
11	38,8	38,26	73,12	71,66	2190	2160
12	23,64	22,94	50,76	48,3	1380	1350
13	34,36	33,62	54,8	53,24	1620	1590
14	8,46	8,22	24,3	23,04	600	600
15	23,7	22,8	75,76	74,08	1410	1350
Mean	24,87	24,15	58,26	56,78	1430	1396
Median	23,7	22,94	57,901	56,7	1380	1350
p değeri	0,001		0,001		0,001	

d_V₂₀: Doğru EDT ile yapılan planda Lungs-PTV de 20Gy alan hacim

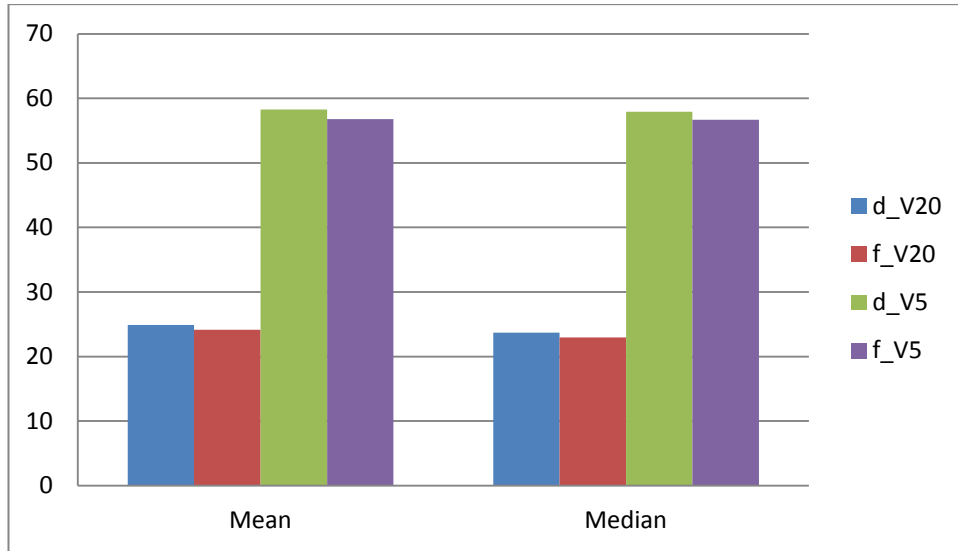
f_V₂₀: Farklı EDT ile yapılan planda Lungs-PTV de 20Gy alan hacim

d_V₅: Doğru EDT ile yapılan planda Lungs-PTV de 5Gy alan hacim

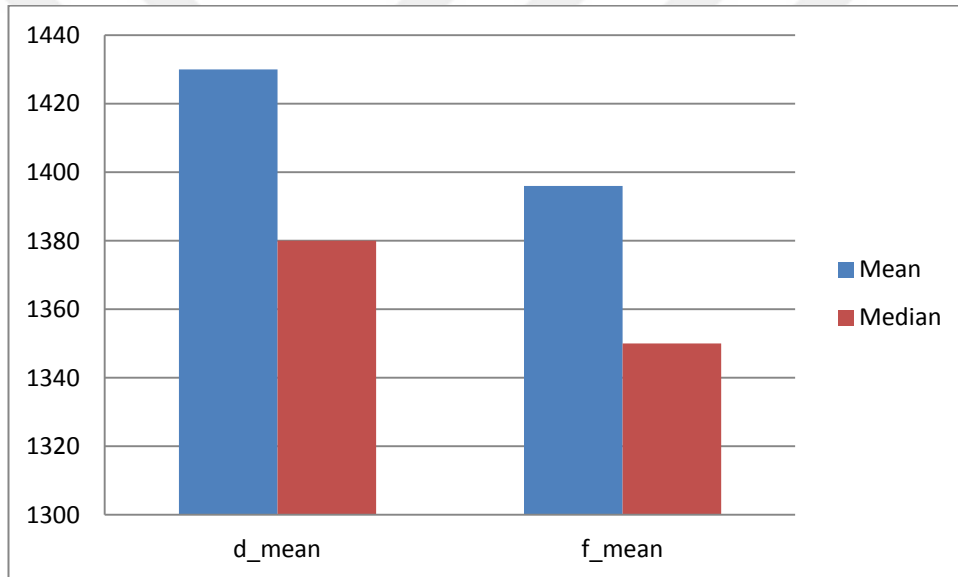
f_V₅: Farklı EDT ile yapılan planda Lungs-PTV de 5Gy alan hacim

d_mean: Doğru EDT ile yapılan planda Lungs-PTVnin ortalama dozu

f_mean: Farklı EDT ile yapılan planda Lungs-PTVnin ortalama dozu



Grafik 4.4. Lungs-PTV V_5 , V_{20} değerleri



Grafik 4.5. Lungs-PTV mean değerleri

Akciğer için bakılan tüm parametrelerde ise anlamlı olarak fEDT tablosu kullanılarak yapılan hesaplama sonuçları düşük bulunmuştur. Akciğer-PTV için mean ($p=0,001$), V_{20} ($p=0,001$) ve V_5 için ($p=0,001$) bulunmuştur.

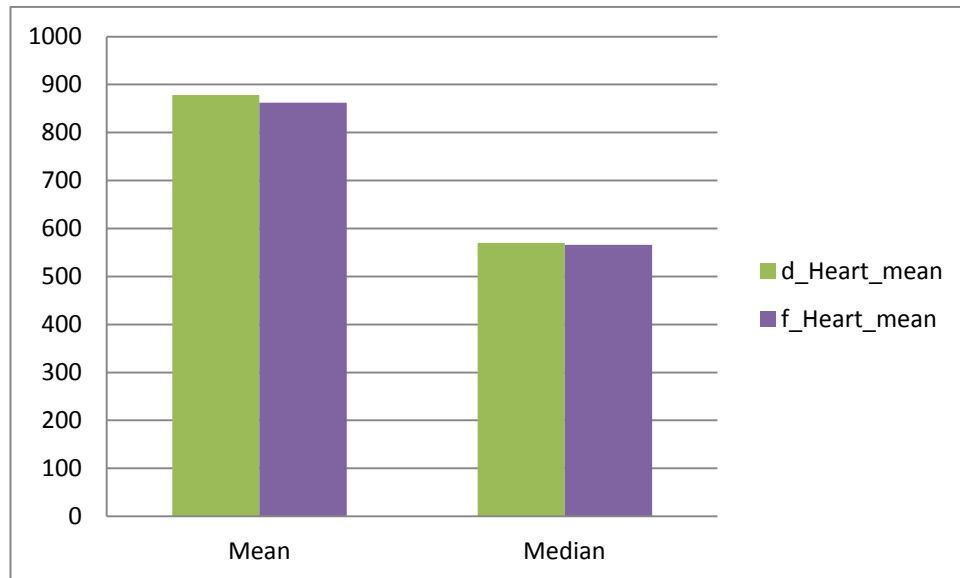
4.2.3. Kalp Dozları

Tablo 4.7. Kalp mean dozları

Hasta	d_Heart_mean	f_Heart_mean
1	390	390
2	360	360
3	1770	1740
4	1230	1200
5	1770	1740
6	180	180
7	570	570
8	1320	1290
9	1650	1620
10	1050	1020
11	420	420
12	120	120
13	450	450
14	60	60
15	1830	1770
Mean	878	862
Median	570	566
p değeri	0,011	

d_Heart_mean: Doğru EDT ile yapılan planda kalbin ortalama dozu

f_Heart_mean: Farklı EDT ile yapılan planda kalbin ortalama dozu



Grafik 4.6. Heart mean değerleri

Kalp için bakılan tüm parametrelerde ise anlamlı olarak fEDT tablosu kullanılarak yapılan hesaplama sonuçları kalp mean ($p=0,011$) düşük bulunmuştur.

4.2.4. Özefagus Dozları

Tablo 4.8. Özefagus max(0.03 cc) ve mean dozları

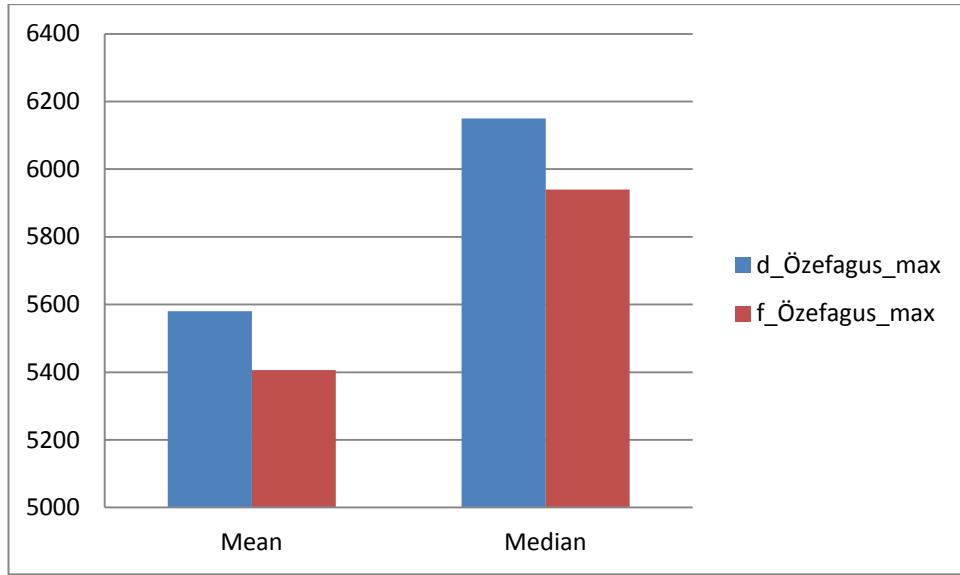
Hasta	d_Özefagus_max	f_Özefagus_max	d_Özefagus_mean	f_Özefagus_mean
1	5520	5370	510	510
2	2640	2550	510	510
3	6270	6060	3000	2940
4	5730	5490	870	870
5	6330	6090	3630	3510
6	6330	6210	3090	3000
7	5670	5490	6360	600
8	6240	6000	1080	1050
9	4020	3960	1470	1410
10	6210	5970	1440	1410
11	6180	6060	960	960
12	4440	4290	1050	1020
13	6150	5940	1920	1860
14	5550	5400	1500	1470
15	6420	6210	1110	1080
Mean	5580	5406	1500	1480
Median	6150	5940	1110	1080
p değeri	0,001		0,003	

d_Özefagus_max: Doğru EDT ile yapılan planda Özefagusun max dozu

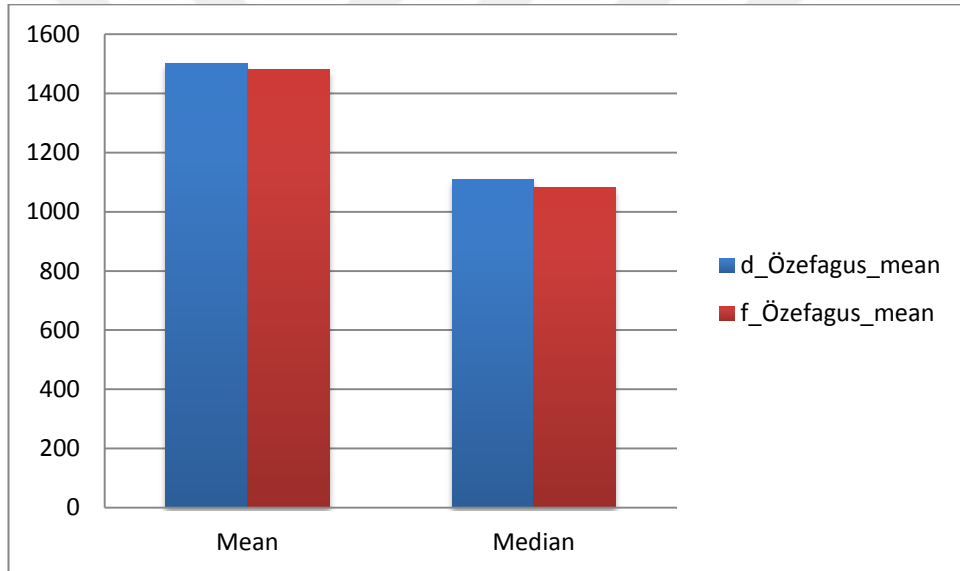
f_Özefagus_max: Farklı EDT ile yapılan planda Özefagusun max dozu

d_Özefagus_mean: Doğru EDT ile yapılan planda Özefagusun mean dozu

f_Özefagus_mean: Farklı EDT ile yapılan planda Özefagusun mean dozu



Grafik 4.7. Özeagus max dozları



Grafik 4.8. Özeagus mean dozları

Özeagus için bakılan tüm parametrelerde ise anlamlı olarak fedT tablosu kullanılarak yapılan hesaplama sonuçları; özeagus max dozu ($p=0,001$) ve özeagus mean dozu ($p=0,003$) düşük bulunmuştur.

Tablo 4.9. Kritik organ doz parametreleri açısından dEDT ve fEDT ile yapılan hesaplamaların karşılaştırılması

Kritik organ doz parametresi	Mean/ Median	Doğru EDT ile yapılan plan		Farklı EDT ile yapılan plan		p	Z
Spinalcord_0.03cc_max_dose	Mean (SE)	2690cGy	1097	2720cGy	979	0,02	-2,44
	Median (Range)	2880	930- 4650cGy	2820	933- 4530cGy		
Lungs-PTV V20	Mean (SE)	24,87%	7,3	24,15%	7,29	0	-3,41
	Median (Range)	23,7	8,46- 38,80	22,94	8,22- 38,26		
Lungs-PTV V5	Mean (SE)	58,26%	12,32	56,78	12,44	0	-3,41
	Median (Range)	57,901	24,30- 75,76	56,7	23,04- 74,08		
Lungs-PTV mean	Mean (SE)	1430cGy	367	1396	360	0	-3,31
	Median (Range)	1380	600- 2190cGy	1350	600-2160		
Heart mean dose	Mean (SE)	878cGy	663	862cGy	646	0,01	-2,53
	Median (Range)	570	60- 1830cGy	566	60-1770		
Esophagus 0,03cc max dose	Mean (SE)	5580cGy	1076	5406cGy	1037	0	-3,42
	Median (Range)	6150	2640- 6420cGy	5940	2550- 6210cGy		
Esophagus mean dose	Mean (SE)	1500cGy	999	1480cGy	947	0	-2,97
	Median (Range)	1110	360- 3630cGy	1080	510- 3510cGy		

Spinalcord_0.03cc_max_dose: Spinal Kord max doz

Lungs-PTV V₂₀: Lungs-PTVnin 20Gy alan hacim

Lungs-PTV V₅: Lungs-PTV 5Gy alan hacim

Lungs-PTV mean: Lung-PTV ortalama dozu

Heart mean dose: Kalbin ortalama dozu

Esophagus 0,03cc max dose: Özefagusun max dozu

Esophagus mean dose: Özefagusun ortalama dozu



Şekil 4. 1. 2 nolu hastaya ait farklı elektron dansite tablosu ile yapılan plan görüntüleri



Şekil 4. 2. 2 nolu hastaya ait doğru elektron dansite tablosu ile yapılan plan görüntüleri

5. TARTIŞMA

Ankara Şehir Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde aynı radyasyon onkolojisi uzmanı tarafından definitif radyoterapi verilmiş olan 15 hastanın BT verileri kullanılarak yeniden helikal YART planları oluşturulmuştur. Yeni oluşturulan planlarda Radixact Tomoterapi cihazı ile YART tekniği kullanılarak hedef hacme 60 Gy RT uygulanmıştır. Tedavi planlamasında kullanılan simüle edilmiş görüntüler sabit tutulmuş ve EDT değiştirilerek hedef hacim ve kritik organ dozuna etkisi araştırılmıştır. Tüm planlarda sabit pitch, çene açıklığı ve modülasyon faktörü kullanılmıştır.

Innes ve ark. (72), fantom geometrisinin elektron yoğunluğuna dönüşüm üzerindeki etkisini ve nihayetinde bir tedavi planlama sisteminde doz hesaplamasını gözlemlemek için piyasada bulunan birkaç fantom kullanarak CT-RED kalibrasyonları elde edilmiş ve iki özel CT-RED fantomu arasında gözlemlenen maksimum doz farkı ± 2.1 olarak bulmuştur. Farklı fantom kullanımı sonucunda elektron dansite tablolarında değişiklikler meydana getirmiştir. Bu çalışmada EDT tablosu oluşturulurken farklı fantom kullanmanın oluşturduğu fark belirtilmiştir. Aynı cihazda bile EDT oluşturulmasında farklı fantom kullanılması, çalışmamızın sonuçlarına göre plan değerlerinde istatistiksel anlamlı farklılığa neden olabilir.

Evan Makdasy Hana ve ark. (73), 25 hastanın EDT-HU verilerini değerlendirmiş ve Eclipse'de doz analizi yaparak elektron yoğunluğunun doz üzerindeki etkisini ölçmek amaçlanmıştır. Bu çalışmada, HU değerlerine karşılık gelen elektron yoğunluklarını içeren bir tablo hazırlanmıştır. Elde ettikleri verileri bağıl elektron yoğunluğuna dönüştürülüp birbirleriyle karşılaştırmışlardır. Bilgisayarlı tomografi ile taranan görüntülerin tedavi planlama sisteminde (TPS), radyasyonun nüfuz ettiği farklı doku türlerinde algoritmanın doğru doz hesabı yapabilmesi için HU-EDT'nin hatasız oluşturulmasının önemli olduğunu vurgulanmıştır. Bu elektron yoğunluğu, her yapı için dokuya ve hatta doku hacmine göre değişen bir zayıflama katsayısına dönüştürülmüştür. Eclipse' teki nispi elektron yoğunluğu arasındaki farklar doku eşdeğeri malzemeler arasında %0'dan %6'ya kadar bulunmuştur, tüm eşdeğer doku malzemeleri için nihai sonuç yaklaşık %2 olarak bulunmuştur. Yüksek bağıl elektron yoğunluklu organlar için BT sayısı ile elektron yoğunluğu arasındaki yüzde farkının yüksek olduğu, yani nihai ortalama

sonuç omurga için %8, pelvis, kaburga ve diğer organlar için daha düşük değerler olacak şekilde bulunmuştur. Klinik standartlar için kabul edilebilir olan %1 ile kıyaslandığında en düşük değer %0,3 olarak hesaplanmıştır. Elektron yoğunluğu açısından karşılaştırıldığında bizim çalışmamızın Hana ve ark. çalışmalarıyla uyumlu olduğu görülmüştür.

Das ve ark. (74), yaptıkları çalışmada, BT numarasının tarayıcının tipine, tüp voltajına, görüş alanına (FOV), artefakt azaltma ve işleme filtrelerini içeren yeniden yapılandırma algoritmasına bağlı olduğunu görmüşlerdir. Bu parametrelerin BT'den elektron yoğunluğuna dönüşümü üzerindeki etkisi, çeşitli klinik durumlarda tedavi planlaması için araştırmaya konu olmuştur. Bu genellikle, farklı tüp voltajları (kilovoltaj tepe noktası), FOV rekonstrüksiyonu ve ED tablolarına BT numarası üretmek için farklı tarayıcılar ile elde edilen çeşitli yoğunluk değerlerine sahip bir doku karakterizasyon fantomu ile gerçekleştirilir. Bu makale, BT taraması bağlamında homojen olmama düzeltilmesine genel bir bakış ve yeni bir değerlendirme aracı, doz-hacim histogramı (DVH) sağlar. Tarayıcı ve BT parametrelerinin doku karakterizasyonları için önemli olduğu, ancak EDT'deki değişikliklerin minimum olduğu ve yalnızca daha yüksek yoğunluklu malzemeler için belirgin olduğu sonucuna varılmıştır. Modern tedavi planlama sistemleri, bilgisayarlı tomografi numarasına dayalı doku karakterizasyonu yardımıyla heterojen ortamlarda (hasta vücudu gibi) doğru dozimetri sağlar. Ancak akciğerler için, BT sayısındaki değişiklikler maximum düzeydedir. Akciğer ve prostat vakaları için dozimetrik farklılıklar, üç boyutlu konformal radyasyon tedavisinde genellikle önemsizdir ($<2\%$) ve BT parametreleriyle yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (YART) için $<5\%$ 'tir. BT numarası değişkenliğinin edinim parametrelerine bağlı olduğu sonucuna varılabilir, ancak dozimetrik etkisi yalnızca yüksek yoğunluklu ortamlarda ve muhtemelen YART'de ifade edilir. Das ve ark. çalışmasında BT değişkenlerinin doku karakterinin doz hesabında etkili olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamız bu verilerle uyumlu olarak elektron dansite tablosunun doz hesabı üzerinde etkili olduğu görülmüştür (74).

Literatürde EDT radyoterapi planlama sırasında kritik ve hedef organların aldığı radyasyon dozu ve sınırlarındaki değişiklikler arasındaki ilişkiyi inceleyen benzer çalışmalar mevcuttur. Araştırmamıza yeni bir çalışmayla, daha geniş bir örnekleme ulaşılabileceği ve geneli temsil eden sonuçlar vereceğini varsayıyoruz. Bu

açıdan çalışmamız ileride yapılacak çalışmalar için bir ön çalışma niteliğindedir. Elde ettiğimiz bulgulara dayalı olarak gelecekte bu ve benzeri konularda çalışacak araştırmacılar için BT simülatörleri ile BT arasındaki farklılıkları araştıran çalışmalara ihtiyaç vardır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tez çalışmamızda YART tekniği kullanılan helikal tomoterapi cihazındaki farklı EDT kullanılarak elde edilen hedef hacim ve kritik organ doz dağılımlarının istatistiksel olarak farklı olduğu görülmüştür. Sonuç olarak elde edilen veriler doğrultusunda hedef hacmin %95'inin aldığı doz daha düşük çıkmıştır bazı kritik organların aldığı dozun daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Bu veriler doğrultusunda elektron dansite tablosunun değişiminde istatistiksel yönden anlamlı değişiklikler olduğu gözlemlenmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı olan bu değişikliğin klinik önemi yeni çalışmalarla incelenecektir. Öte yandan planlama sistemlerinin EDT veri girişi güvenliği önemi ortadadır.

7. KAYNAKLAR

1. Hyde L, Yee J, Wilson R, Patno ME. Cell Type and the Natural History of Lung Cancer. JAMA. 1965;193(1):52-54.
2. Uluer M. Robotik Kollu Lineer Hızlandırıcı Cihazı Tedavi Planlamasında Kullanılan Monte Carlo ve Ray Tracing Hesaplama Algoritmalarının Karşılaştırılması, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İstanbul: Acıbadem Üniversitesi, 2014.
3. Loeb LA, Ernster VL, Warner KE. Smoking and lung cancer: An overview. Cancer Research 1984; 44: 5940-58.
4. Ginsberg MS, Grewal RK, Heelan RT. Lung cancer. Radiol Clin North Am 2007; 45: 21-43.
5. Akciğer ve Plevra Maligniteleri Çalışma Grubu. Akciğer kanseri tanı ve tedavi rehberi, Toraks Dergisi, 2006; 7 (Ek 2): 1-37.
6. Beckles MA, Spiro SG, Colice GL, Initial evaluation of the patient with lung cancer. Symptoms, signs, laboratory tests, and paraneoplastic syndromes. Chest 2003; 123: 97s-104s.
7. Eroğlu O, Tanju S, Toker A, Ziyade S, Dilege Ş, Kalaycı G. The role of PET in mediastinal lymph node staging of non-small-cell lung cancer, Türk Göğüs Kalp Damar Cer Derg. 2007;15(2):133-138.
8. Boring CC, Squires TS, Tong T. Cancer statistics, 1992. CA Cancer J Clin 1992; 42:19-38.
9. Parker SL, Tong T, Bolden S, Wingo PA. Cancer statistics, 1997. CA Cancer J Clin 1997, 47:5-27.
10. Aslan Ö, Vural H, Kömürcü S, Özet A. Kemoterapi alan kanser hastalarına verilen eğitimin kemoterapi semptomlarına etkisi, Cumhuriyet Üniversitesi Hemşirelik Yüksekokulu Dergisi, 2006 10(1), 15-28.

11. Freter CE, Perry MC. (2008). Principles of Chemotherapy. İçinde: The Chemotherapy Source Book. (Ed), M.C. Perry, Philedelpia; Lipincot Wiliams& Wilkings; 30-37.
12. Bilgiç Ş. Kemoterapi Uygulanan Hastalarda Müzik Terapinin Kemoterapi Semptomları ve Konfor Düzeyine Etkisi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hemşirelik Esasları Anabilim Dalı, Doktora tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2015.
13. Karagözoğlu ŞA. Kemoterapi tedavisi alan hastalarda oral cryotherapy uygulamasının kemoterapiye bağlı stomatitis gelişimine etkisi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hemşirelik Esasları Anabilim Dalı, Doktora tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2002.
14. Arıtürk S. Radyoterapi teknikerlerinin mesleki bilgi seviyesi ve çalışma koşulları ile depresyon arasındaki ilişki. Üsküdar Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2017.
15. American Cancer Society, A Guide to Radiation Therapy, USA, 2015.
16. Arıtürk S. Radyoterapi teknikerlerinin mesleki bilgi seviyesi ve çalışma koşulları ile depresyon arasındaki ilişki. Üsküdar Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2017.
17. Arıtürk S. Radyoterapi teknikerlerinin mesleki bilgi seviyesi ve çalışma koşulları ile depresyon arasındaki ilişki. Üsküdar Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2017.
18. National Cancer Institute, Radiation Therapy and You: Support for People with Cancer, USA, 2016.
19. <http://www.santesaglik.com.tr/brakiterapi>, (15.06.2020)
20. Purdy JA, Music S. Conformal Radiation Therapy Physics, Treatment Planning, and Clinical Aspects. In: Halperin EC, Wazer DE, Perez CA, Brady

LW. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology. 7th Edition. China: Wolters Kluwer; 2018. p. 773-835.

21. Miralbell R. Clinical applications of 3-D conformal radiotherapy. In: Lemoigne Y, Caner A, editors. Radiotherapy and Brachytherapy. Netherlands: Springer; 2009. p. 87-94.

22. Karagöz G. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniğinde yaprak hareketlerinin tekrarlanabilirliğinin David in-vivo dozimetrik sistemi ile incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimler Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2013.

23. Vosmik M, Petera J, Sirak I, Hodek M, et al. Technological advances in radiotherapy for esophageal cancer. World J Gastroenterol 2010, 16(44): 5555-5564.

24. Çakır A, Bilge, H. Yoğunluk ayarlı radyoterapide kalite kontrol yöntemleri. Turkish J Oncol 2013; 28(2): 81-90.

25. Lahanas M, Schreibmann E, Milickovic N, Baltas D. Intensity modulated beam radiation therapy dose optimization with multiobjective evolutionary algorithms. In: Fonseca CM, Fleming PJ, Zitzler E, Thiele L, Deb K, editors. Evolutionary Multi-Criterion Optimization. EMO. Lecture Notes in Computer Science. Berlin: Springer; 2003. vol 2632, p.648-661.

26. Bortfeld T. Optimized planning using physical objectives and constraints. Semin Radiat Oncol 1999; 9(1): 20-34.

27. Taqaddas A. Physics behind VMAT. Scope 2010; 17-20.

28. Yu C, Tang G. Intensity-modulated arc therapy: principles, technologies and clinical implementation. Phys Med Biol 2011; 56(5): 31-54.

29. Caraman A, Buzea CG, Ojica S, Opera M, et al. A Comparison between 3D conformal radiotherapy, intensity modulated radiotherapy and

volumetric modulated arc therapy techniques for head and neck cancer. *J Adv Res Phys* 2016; 6(1): 011601.

30. Podgorsak, E. B. Radiation oncology physics. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005.

31. Teoh M, Wood K, Whitaker S, Nisbet A, Clark CH. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *Br J Radiol* 2011; 84(1007): 967–996.

32. Yap JC, Malhotra HK, Yang GY. Intensity modulated radiation therapy in the treatment of esophageal cancer. *Thoracic Cancer* 2010; 1: 62–69.

33. Sterzing F, Debus J, Flentje M, Engenhart-Cabillic R. Image-Guided Radiotherapy: A New Dimension in Radiation Oncology. *Dtsch Arztebl Int* 2011; 108(16): 274–280.

34. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği. Eksternal Radyoterapi Nedir ve Nasıl Uygulanılır? 1993.

35. International Commission of Radiation Units and Measurements, (ICRU) Report 50. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy 1993.

36. International Commission of Radiation Units and Measurements, (ICRU) Report 62. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU Report 50). 1999.

37. Barrett A., Dobbs J., Morris S., Roques T. (2009) Practical Radiotherapy Planning. (4. Baskı) Hachette UK.

38. Gregoire, V., MacKie, T. R. (2011). Dose prescription, reporting and recording in intensity-modulated radiation therapy: A digest of the ICRU report 83. *Imaging in Medicine*, 3(3), 367–373.
<https://doi.org/10.2217/iim.11.22>

39. RTOG 1005. (2011) A PHASE III TRIAL OF ACCELERATED WHOLE BREAST IRRADIATION WITH HYPOFRACTIONATION PLUS CONCURRENT BOOST VERSUS STANDARD WHOLE BREAST IRRADIATION PLUS SEQUENTIAL BOOST FOR EARLY-STAGE BREAST CANCER. Erişim adresi: [http://rpc.mdanderson.org/rpc/credentialing/files/RTOG-1005\[1\].pdf](http://rpc.mdanderson.org/rpc/credentialing/files/RTOG-1005[1].pdf)
40. Menzel, H. G. (2010). The international commission on radiation units and measurements. Journal of the ICRU, 10(1), 1–106. <https://doi.org/10.1093/jicru/ndq001>
41. Tomotherapy Treatment System, Tomo Planning Guide Version 4.0.3, Section 1-2 and 1-4 Pages 1-16,1-94
42. Cho, B.C.J., Schwarz, M., Mijnheer, B.J., Bartelink, H. Simplified Intensity-Modulated Radiotherapy Using Pre-Defined Segments To Reduce Cardiac Complications In Left-Sided Breast Cancer. Radiother Oncol. 2004;70:231-41.
43. Balog, J., Soisson, E. Helical Tomotherapy Quality Assurance. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 71, No. 1, Supplement, pp. S113- S117, 2008
44. Bentzen, S.M., Constine, L.S., Deasy, J.O., Eisbruch, A., Jackson, A., Marks, L.B., Ten Haken, R.K., Yorke, E.D. QUANTEC (Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic): IJROBP, 76 (2), Suppl, Mar 1, 2010 Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2010 Mar 1; 76(3 Suppl): S3–S9. doi: [10.1016/j.ijrobp.2009.09.040]
45. Cuzick, J., Stewart, H., Peto, R., Houghton Et Al. Cause Spesific Mortality In Long Term Survivors Of Breast Cancer Who Participated In Trials Of Radiotherapy. J Clin Oncol 1994; 12: 447-53.
46. <https://www accuray.com/tomotherapy>

47. Kısınma D, Robotik ve Filtresiz Lineer Hızlandırıcılarda 6 MV Foton Işınları ile Yapılan Tedavilerde Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi. 2016
48. Romans L. (2011) Computed Tomography for Technologists. Walters Kluwer-Lippincott
49. Kramme R., Hoffman K. P., Pozos R. (EDT.) (2011). Springer Handbook of Medical Technology. Springer
50. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM ve Boone JM. The Essentials Physics of Medical Imaging: Computed Tomography. 2. Baskı. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2002. 327-372.
51. Radiology Key. Computed Tomography; [Internet]. 2017 [Erişim Tarihi 18.01.2021]. Erişim adresi: <https://radiologykey.com/computed-tomography-12/>.
52. Hendee WR ve Ritenour ER. Medical Imaging Physics: Computed Tomography. 4. Baskı. USA: Wiley-Liss; 2002. 251-263.
53. Tatone BSA ve Grasselli G. Characterization of the effect of normal load on the discontinuity morphology in direct shear specimens using X-ray micro- CT. Acta Geotech. 2015;10:31–54.
54. Geleijns J. Computed Tomography. Dance DR, Christofides S, Maldment ADA, McLean ID ve Ng KH, Editorler. Diagnostic Radiology Physics A Handbook for Teachers and Students. Austria: IAEA; 2014. 257-290.
55. Oncology Medical Physics. Hounsfield Units; [Internet]. 2018 [Erişim Tarihi 20.01.2021]. Erişim Adresi: <https://oncologymedicalphysics.com/wp-content/uploads/2018/07/HU.png>

56. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR and Mupparapu M. CBCT-based Bone Quality Assessment: Are Hounsfield Units Applicable? *Dentomaxillofac Radiol.* 2015; 44(1):1-16.
57. International Atomic Energy Agency. Commissioning and QA of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer: Commissioning. Austria: IAEA; 2004. p.93. Report No: IAEA Technical Report Series 430.
58. The American Association of Physicists in Medicine. Quality Control in Diagnostic Radiology: Report of Task Group 12, Diagnostic X-ray Imaging Committee: Quality Control of Computed Tomography Systems. USA:AAPM; 2002. p.36-41. Report No: AAPM Report No. 74.
59. International Atomic Energy Agency. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques: Appendix C: Comparison of Different Phantoms for Clinical Commissioning of RTPS Following an IAEA Protocol. Austria: IAEA; 2008. p.35- 42. Report No: IAEA TECDOC 1583.
60. International Atomic Energy Agency. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques: Appendix A: Clinical Test Cases Recommended During Commissioning. Austria: IAEA; 2008. p.10-28. Report No: IAEA TECDOC 1583.
61. International Atomic Energy Agency. Commissioning and QA of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer: Periodic Quality Assurance. Austria: IAEA; 2004. p.214-215. Report No: IAEA Technical Report Series 430.
62. Saw CB, Ayyangar KM, Thompson RB, Zhen W, Enke CA. Commissioning of Peacock System for intensity-modulated radiation therapy. *Med Dosim.* 2001; 26(1): 55-64.

63. Günhan, B. 2010 Helikal Tomoterapi’de Hasta Kalite Kontrolünde Dozimetrik Yöntemlerin Karşılaştırılması. İstanbul (Doktora Tezi)
64. Mackie, T.R. History of tomotherapy. Phys. Med. Biol. 51 (2006) R427- R453.
65. Mackie, T.R., Olivera, G.H., Kapatoes, J.M., Ruchala, K.R., Balog, J.P., Tomé, W.A., Hui, S., Kissick, M., Wu, C., Jeraj, R., Reckwerdt, P.J., Harari, P., Ritter, M., Forrest, L., Welsh, J.S., Mehta, M.P. Helical Tomotherapy AAPM 2003Summer School published proceedings, Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art.
66. Tomotherapy Treatment System, Tomo Planning Guide Version 4.0.3, Section 1-2 and 1-4 Pages 1-16,1-94
67. Cho, B.C.J., Schwarz, M., Mijnheer, B.J., Bartelink, H. Simplified Intensity-Modulated Radiotherapy Using Pre-Defined Segments To Reduce Cardiac Complications In Left-Sided Breast Cancer. Radiother Oncol. 2004;70:231-41.
68. Langen KM, Papanikolaou N, Balog J, Crilly R, Followill D, Goddu SM, Grant W 3rd, Olivera G, Ramsey CR, Shi C. QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148. Medical physics. 2010; 37(9): 4817-4853.
69. Balog J, Soisson E. Helical tomotherapy quality assurance. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2008; 71(1): 113-117.
70. <https://www.gehealthcare.com.tr/products/computed-tomography/radiation-therapy-planning/discovery-rt>
71. <https://www.oncologysystems.com/inventory/medical-equipment-for-sale/used-ct-simulators/toshiba-aquilion-large-bore-ct-simulators>
72. Inness EK, Moutrie V ve Charles PH. The Dependence of Computed Tomography Number to Relative Electron Density Conversion on Phantom

Geometry And Its Impact on Planned Dose. Australas Phys Eng Sci Med. 2014;37:385–391.

73. Evan Makdasy Hana, CONSISTENCY OF CT NUMBER AND ELECTRON DENSITY IN TREATMENT PLANNING SYSTEM VERSUS CT SCANNER, AND DOSIMETRIC CONSEQUENCES, 2019; 36-81

74. Indra J. Das, Chee-Wai Cheng, Minsong Cao, and Peter A. S. Johnstone, Computed tomography imaging parameters for inhomogeneity correction in radiation treatment planning, J Med Phys. 2016 Jan-Mar; 41(1): 3–11.

75. Kaptan İ, Meme Koruyucu Cerrahi Sonrası Alan İçinde Alan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ve Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Radyoterapi Tedavi Planlarının Dozimetrik Olarak Değerlendirilmesi, 2021; 25

76. Dirican B , Radyoterapi Tedavi Planlarının Optimizasyon Problemleri, Medikal Fizik Derneği Eğitim Toplantısı, 2015

77. Yürekli A. F, Helikal Tomoterapi ile Prostat Işınlamalarında Kritik Ogan Dozlarının Cihaz içi Parametrelere Göre Değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2017, 13

78. Yeşil S, Bilateral Meme Kanseri Radyoterapisinde Tomoterapi Helikal ve Tomoterapi Direkt Tedavi Tekniklerinin, Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması, İstanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2019, 28