T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GENİŞ ALAN BT TARAMALARINDA ALAN KENARLARINDA OLUŞAN GÖRÜNTÜ ARTEFAKTLARININ RADYOTERAPİ PLANLAMASINDA HESAPLANAN DOZA ETKİSİ

AŞKIN AYDEMİR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

İZMİR-2012

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2010970002

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GENİŞ ALAN BT TARAMALARINDA ALAN KENARLARINDA OLUŞAN GÖRÜNTÜ ARTEFAKTLARININ RADYOTERAPİ PLANLAMASINDA HESAPLANAN DOZA ETKİSİ

AŞKIN AYDEMİR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

Danışman: Prof. Dr. Süleyman Men

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2010970002

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim dalı Yüksek Lisans öğrencisi Aşkın AYDEMİR'in **"*Geniş Alan BT taramalarında Alan Kenarlarında Oluşan Görüntü Artefaktlarının Radyoterapi Planlamasında Hesaplanan Doza Etkisi*"** isimli tez projesi tarafımızdan başarılı bulunmuştur.

BAŞKAN
Prof. Dr. Süleyman MEN

ÜYE
Prof. Dr. Emel ADA

ÜYE
Yard. Doç. Dr. Hakan EPİK

YEDEK ÜYE
Prof. Dr. Gamze ÇAPA KAYA

YEDEK ÜYE
Doç. Dr. Özlem KARADENİZ

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇİNDEKİLER i

TABLO DİZİNİ v

ŞEKİL DİZİNİ vii

GRAFİK DİZİNİ ix

KISALTMALAR x

TEŞEKKÜR xii

ÖZET 1

ABSTRACT 2

1. GİRİŞ VE AMAÇ 3

2. GENEL BİLGİLER 6

2.1 Elektromanyetik Radyasyonlar 6

2.2 X Işınları 7

2.3 X Işınlarının Elde Edilmesi 8

2.3.1 *Brems (frenleme) X ışını* 8

2.3.2 *Karakteristik X-Işınları* 8

2.4 İyonlaştırıcı Radyasyonun Etki Mekanizmaları 8

2.4.1 *Doğrudan Etki* 9

2.4.2 *Dolaylı Etki* 9

2.5 Radyasyonun Hücreye Etkisi 10

2.5.1 *Öldürücü (Lethal) Hasar* 10

2.5.2 *İkinci Derecede Öldürücü (Sublethal) Hasar* 10

2.5.3 *Potansiyel Lethal Hasar* 10

2.6 X Işını Detektörleri 10

2.6.1 *Sintilasyon Detektörleri* 10

2.6.1.1 *Sintilasyon/Fotomultiplier Detektör* 10

2.6.1.2 *Sintilasyon/Fotodiyot Multiplier Dedektör* 11

2.6.2 *Gazlı Detektörler* 12

2.7 BT Cihazlarinin Tarihçesi 13

2.8 BT Cihazinin Bölümleri ve Çalışma Prensibi 14

2.9 BT Görüntülerinde Pencereleme 18

2.10 X Işını Bilgisayarlı Tomografi Sistemlerinde Kalite Kontrol Testleri 21

2.10.1 *Mekanik Testler* 21

2.10.1.1 *İç Tarama Pozisyonlama Işığı ve Tarama Düzlemi Uyum Testi* . 22

2.10.1.2 *Koronal ve Sagital Hizalama Işıkları Uyum Testi* 22

2.10.1.3 *Aksiyel Hareket Testi* 22

2.10.1.4 *Helikal Hareket Testi* 22

2.10.1.5 *Masa Uzaklık Gösterici Doğruluğu Testi* 22

2.11 Radyoterapi 23

2.12 Bilgisayarlı Tomografinin Radyoterapide Kullanımı 24

2.13 Radyoterapide Kullanılan Bilgisayarlı Tomografinin Özellikleri 24

2.14 Radyoterapi Planlaması 25

3. GEREÇ VE YÖNTEM 26

3.1 Araştırmanın Tipi 27

3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı 27

3.3 Çalışma Materyalleri 27

3.3.1 *Mini BT QC Fantom* 27

***3.3.2** Alderson Rando Fantom* 28

***3.3.3** 'Siemens SOMATOM Emotion Duo' Marka Bilgisayarlı Tomografi Ünitesi* 29

***3.3.4** 'Oncentra Masterplan' Tedavi Planlama Sistemi* 30

3.4 Araştırmanın Değişkenleri 31

3.5 Veri Toplama Araçları 32

3.6 Araştırmanın Planı ve Takvimi 34

3.7 Verilerin Değerlendirilmesi 34

3.8 Araştırmanın Sınırlılıkları 35

3.9 Etik Kurul Onayı 35

3.10 BT Mekanik Kalite Kontrol Testlerinin Yapılması 36

***3.10.1** İç Tarama Pozisyonlama Işığı ve Tarama Düzlemi Uyum Testinin Yapılışı* 36

***3.10.2** Koronal ve Sagital Hizalama Işıkları Uyum Testinin Yapılışı* 37

***3.10.3** Aksiyel Hareket Testi* 37

***3.10.4** Helikal Hareket Testi* 38

***3.10.5** Masa Uzaklık Gösterici Doğruluğu Testi* 38

3.11 Görüntülerin Elde Edilmesi 39

3.12 Görüntülerde Organ ve Dokuların Konturlanması 41

3.13 Üç Boyutlu Konformal Tedavi Planlarının Oluşturulması 42

4. BULGULAR 46

4.1 Kalite Kontrol Testleri Sonuçları 46

***4.1.1** İç Tarama Pozisyonlama Işığı ve Tarama Düzlemi Uyum Testi* 46

***4.1.2** Koronal ve Sagital Hizalama Işıkları Uyum Testi* 46

***4.1.3** Aksiyel Hareket Testi* 47

***4.1.4** Helikal Hareket Testi* 47

4.1.5 *Masa Uzaklık Gösterici Doğruluğu Testi* 47

4.2 Mini QC BT Fantom Görüntüleri Değerlendirmesi 48

4.3. Doz Hesaplama Sonrası Tedavi Planı Verileri 49

5.TARTIŞMA 59

6. SONUÇ VE ÖNERİLER 64

7. KAYNAKLAR 65

8. EKLER 69

TABLO DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1. Veri Kayıt Formu Örnekleri: A; Akciğer Yerleşimli, B; Prostat Yerleşimli, C; Meme Yerleşimli Tümörler İçin 33

Tablo 2. Masa Uzaklık Gösterici Doğruluğu Testi Sonucunda Elde Edilen Veriler 48

Tablo 3. Farklı Doku Eşdeğeri Materyallerin Merkez Görüntüde Ortalama BT Numaraları İle Merkez Dışı Görüntüde Ortalama BT Numaraları ve Aralarındaki Fark .. 49

Tablo 4. Merkez Yerleşimli Fantomda Akciğer Planlama Verileri 49

Tablo 5. Merkez Yerleşimli Fantomda Prostat Planlama Verileri 49

Tablo 6. Merkez Yerleşimli Fantomda Meme Planlama Verileri 50

Tablo 7. 8 cm –x Yönünde Lateral Kaydırılan Fantomda Akciğer Planlama Verileri 50

Tablo 8. 8 cm –x Yönünde Lateral Kaydırılan Fantomda Prostat Planlama Verileri 50

Tablo 9. 8 cm –x Yönünde Lateral Kaydırılan Fantomda Meme Planlama Verileri 50

Tablo 10. 12 cm –x Yönünde Lateral Kaydırılan Fantomda Akciğer Planlama Verileri... 51

Tablo 11. 12 cm –x Yönünde Lateral Kaydırılan Fantomda Prostat Planlama Verileri..... 51

Tablo 12. 12 cm –x Yönünde Lateral Kaydırılan Fantomda Meme Planlama Verileri 51

Tablo 13. Lateral Kaydırmalarda Akciğer Yerleşimli Tümörler İçin, Referans Alınan Merkez Planlama Sonuçlarına Göre Yüzde Değişim 51

Tablo 14. Lateral Kaydırmalarda Prostat Yerleşimli Tümörler İçin, Referans Alınan Merkez Planlama Sonuçlarına Göre Yüzde Değişim 52

Tablo 15. Lateral Kaydırmalarda Meme Yerleşimli Tümörler İçin, Referans Alınan Merkez Planlama Sonuçlarına Göre Yüzde Değişim 52

Tablo 16. Lateral Kaydırmalarda Prostat Yerleşimli Tümörler İçin, Referans Alınan Merkez Planlama Sonuçlarına Göre Yüzde Değişim (Pencil Beam Algoritması İle) 52

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1. Elektromanyetik Radyasyonun E ve H Alanı 6

Şekil 2. X Işını Tüpü 7

Şekil 3. Solid Sintilasyon Kristallerinden Üretilmiş Bir Dedektör Ünitesi 11

Şekil 4. Sintilasyon Dedektörlerinde Analog Sinyal Elde Edilişi 12

Şekil 5. Gaz Dedektörlerinde Analog Sinyal Elde Edilişi 12

Şekil 6. BT Cihazı Bölümleri ve Kesit Tarama Şeması 14

Şekil 7. X Işınlarının Kolime Edilerek Yelpaze Şekline Getirilmesi 15

Şekil 8. Kolime Edilen X Işınlarının Hastayı Geçerek Dedekte Edilmesi 15

Şekil 9. Pikselden Oluşan Volüm Elementi 16

Şekil 10. Hounsfield Unit Ölçeği 17

Şekil 11. A: Pencere Genişlik ve Seviyesi Mediasten, Kemik ve Toraks Duvarı Yumuşak Dokuları İzleyebildiğimiz Şekilde Ayarlanmış, B: Pencere Genişlik ve Seviyesi Akciğer Parankimini Değerlendirebilecek Şekilde Ayarlanmış Görüntüler 19

Şekil 12. .Orijinal Obje, b. 2 Projeksiyon, c. 4 Projeksiyon, d. 8 Projeksiyon, e.16 Projeksiyon, f. 32 Projeksiyon 20

Şekil 13. Mini QC BT Fantom 28

Şekil 14. Alderson Rando Fantom 28

Şekil 15. Siemens SOMATOM Emotion Duo Marka BT Ünitesi 29

Şekil 16. Oncentra Masterplan Tedavi Planlama Sistemi 31

Şekil 17. Radyoterapi Filminin Masa Başına Sabitlenmesi 36

Şekil 18. İzomerkeze Yerleştirilen Kurşun Kalem 37

Şekil 19. İnce Metal Parçaların Pleksiglass Plakanın Uçlarına Sabitlenişi 38

Şekil 20. Mini QC BT Fantomunun (A) Merkezde, (B) eFOV Alanı Kenarındaki Görüntüsü 39

Şekil 21. BT Gantry Şeması ve Fantom Görüntülerinin Elde Edildiği Pozisyonlar 40

Şekil 22. Merkezde Pozisyonlandırılan Fantom Görüntüleri (Pozisyon 1) 41

Şekil 23. -x Yönünde Lateralde Merkezden 8 cm Kaydırılarak Elde Edilen Fantom Görüntüleri (Pozisyon 2) 41

Şekil 24. -x Yönünde Lateralde Merkezden 12 cm Kaydırılarak Elde Edilen Fantom Görüntüleri (Pozisyon 3) 41

Şekil 25. Kritik Doku ve Organların Konturlanması 42

Şekil 26. Meme, Akciğer ve Prostat Yerleşimli Hayali Tümör Dokularının Oluşturulması 42

Şekil 27. GTV1 Merkez ve Lateral Kaydırımlarda Aksiyal Plan Görüntüsü 44

Şekil 28. GTV2 Merkez ve Lateral Kaydırımlarda Aksiyal Plan Görüntüsü 44

Şekil 29. GTV3 Merkez ve Lateral Kaydırımlarda Aksiyal Plan Görüntüsü..... 44

Şekil 30. GTV4 Merkez ve Lateral Kaydırımlarda Aksiyal Plan Görüntüsü 44

Şekil 31. Merkez ve Lateral Kaydırımlarda Meme Aksiyal Plan Görüntüsü 45

Şekil 32. Merkez ve Lateral Kaydırımlarda Prostat Aksiyal Plan Görüntüsü 45

Şekil 33. Film Üzerinde Görüntülenen Tarama Düzlemi 46

Şekil 34. Film Üzerinde Görünür Hale Gelmiş Seri Aksiyel Taramalar 47

GRAFİK DİZİNİ

Sayfa No

Grafik 1. (a) GTV1 İçin Merkezde, 1. Lateral Kaydırma Sonucu ve 2. Lateral Kaydırma Sonucu Medyan Doz Değerlerindeki Değişim 53

(b) GTV2 İçin Merkezde, 1. Lateral Kaydırma Sonucu ve 2. Lateral Kaydırma Sonucu Medyan Doz Değerlerindeki Değişim..... 53

(c) GTV3 İçin Merkezde, 1. Lateral Kaydırma Sonucu ve 2. Lateral Kaydırma Sonucu Medyan Doz Değerlerindeki Değişim..... 53

(d) GTV4 İçin Merkezde, 1. Lateral Kaydırma Sonucu ve 2. Lateral Kaydırma Sonucu Medyan Doz Değerlerindeki Değişim..... 53

Grafik 2. (a) Prostat Yerleşimli 1 Numaralı Tümör İçin Merkezde, 1. Lateral Kaydırma Sonucu ve 2. Lateral Kaydırma Sonucu Medyan Doz Değerlerindeki Değişim 54

(b) Prostat Yerleşimli 2 Numaralı Tümör İçin Merkezde, 1. Lateral Kaydırma Sonucu ve 2. Lateral Kaydırma Sonucu Medyan Doz Değerlerindeki Değişim.....54

(c) Prostat Yerleşimli 3 Numaralı Tümör İçin Merkezde, 1. Lateral Kaydırma Sonucu ve 2. Lateral Kaydırma Sonucu Medyan Doz Değerlerindeki Değişim.....54

Grafik 3. (a) Meme Yerleşimli 1 Numaralı Tümör İçin Merkezde, 1. Lateral Kaydırma Sonucu ve 2. Lateral Kaydırma Sonucu Medyan Doz Değerlerindeki Değişim 55

(b) Meme Yerleşimli 2 Numaralı Tümör İçin Merkezde, 1. Lateral Kaydırma Sonucu ve 2. Lateral Kaydırma Sonucu Medyan Doz Değerlerindeki Değişim 55

(c) Meme Yerleşimli 3 Numaralı Tümör İçin Merkezde, 1. Lateral Kaydırma Sonucu ve 2. Lateral Kaydırma Sonucu Medyan Doz Değerlerindeki Değişim 55

KISALTMALAR

BT : Bilgisayarlı Tomografi

FOV : Field Of View

sFOV : Standart Field Of View

eFOV : Extended Field Of View

MU : Monitör Unit

HU : Hounsfield Unit

RT : Radyoterapi

IMRT : Intensity Modulated Radiotherapy

VMAT : Volüme Modulated Arctherapy

IGRT : Image Guide Radiotherapy

E : Elektrik Alan

H : Manyetik Alan

Z : Atom Numarası

LET : Lineer Enerji Transferi

Gy : Gray

DAS : Data Acquisition System

FBP : Filtered Back Projection

nm : Nanometre

3DKRT : 3D Konformal Radyoterapi

DRR : Digitally Reconstruction Radiograph

AP/PA : Anterior-Posterior / Posterior-Anterior

ICRU : International Commission on Radiation Units and Measurements

AAPM : The American Association Physicists in Medicine

SSD : Source To Skin Distance

TPS : Tedavi Planlama Sistemi

GTV : Gross Tümör Volüme

TEŞEKKÜR

Bu çalışma boyunca desteğini başından sonuna eksik etmeyen, yoğun çalışma temposu arasında bana zaman ayıran kendisi ile çalışmaktan büyük onur duyduğum değerli danışmanım Prof. Dr. Süleyman MEN' e,

Ayrıca çalışma sırasında yardımlarını esirgemeyen Medikal Fizik Uzmanı Hüseyin ÇETİN' e,

Bu meslekte iyi yerlere gelebilmek adına beni yetiştiren Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Anabilimdalı'ndaki hocalarıma,

Her zaman yanımda olan ve bugüne ulaşmam için türlü zorluklara göğüs geren sevgili aileme TEŞEKKÜR EDERİM.

Aşkın AYDEMİR

Ağustos 2012, İZMİR

GENİŞ ALAN BT TARAMALARINDA ALAN KENARLARINDA OLUŞAN GÖRÜNTÜ ARTEFAKTLARININ RADYOTERAPİ PLANLAMASINDA HESAPLANAN DOZA ETKİSİ

Aşkın AYDEMİR, Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı, İnciraltı-İZMİR

askinefeaydemir@gmail.com

ÖZET

BT tarayıcı cihazlarda görünen gantry açıklığı içerisinde standart görüntünün oluşturulduğu alan sFOV alanıdır. sFOV alanının dışında kalan alan genişleyen görüntünün oluşturulduğu eFOV alanıdır. eFOV alanına taşan objenin oluşturulan görüntüsü üzerinde sFOV alanı kenarlarında artefakt oluşmaktadır. Oluşan artefaktın bulunduğu bölgede BT numarası ve dış kontur distorsiyonu gibi sistematik hatalar meydana gelmektedir. Radyoterapi planlamasında kullanılan bu görüntülerde oluşan artefaktın hedef bölgeye iletilen radyasyon dozuna etkisi araştırılmıştır. Öncelikle BT cihazında mekanik kalibrasyon hatalarından olumsuz etkilenmemek için mekanik kalite kontrol testleri yapılmıştır. eFOV artefaktının görüntülenmesi, BT numarası ve kontur distorsiyonuna etkisinin incelenmesi için Mini QC BT fantom ile gantry merkezinde ve eFOV alanına girecek şekilde lateral kaydırılmış görüntüler elde edildi. eFOV artefaktının oluştuğu bölgede kontur ve BT numarası değişimi incelendi. Daha sonraki süreçte Alderson Rando fantom ile referans değerleri elde etmek için gantry merkezinde görüntüler elde edildi. eFOV alanına doğru –x yönünde lateralde 8 cm ve – x yönünde lateralde 12 cm' lik kaydırmalar ile görüntüler elde edildi. Bu görüntülere aynı eşik HU değerlerinde dış kontur, tedavi planlama sistemi tarafından çizdirildi. Yine alanında uzman hekimlerce ilgili kritik organ ve dokuları konturlandıktan sonra akciğer, prostat ve meme yerleşimli hayali tümörler oluşturuldu. Merkez yerleşimli görüntüler üzerine uygun tedavi planları yapıldı, uzman hekimlerce değerlendirilen tedavi planlarında hesaplanan MU değerleri, hayali tümör merkezinde ve medyanındaki doz değerleri not edildi. Lateral kaydırımlı görüntülerde aynı tedavi planı parametreleri kullanılarak aynı MU değerlerinde, hayali tümörlerin merkez ve meydanlarındaki doz değişimi incelendi. Referans alınan doz değerleri ile karşılaştırıldığında, lateral kaydırılan görüntü planlarında elde edilen doz değerlerinde pozitif yönde artış gözlenmiştir.

Anahtar Sözcükler: sFOV, eFOV, Artefakt, Radyoterapi, Fantom

CALCULATED DOSE IMPACT OF THE IMAGE ARTIFACTS AT THE EDGES OF THE AREA FROM A WIDE-BORE CT SCANS IN RADİOTHERAPY TREATMENT PLANNING

Aşkın AYDEMİR, Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı, İnciraltı-İZMİR

askinefeaydemir@gmail.com

ABSTRACT

sFOV region is a region which is created standart images in appearing gantry aperture at the CT scanners. eFOV region is a region which is created extended images outside the sFOV region. Objects that extend past the sFOV for eFOV reconstruction may generate image artifacts resulting from truncated projection data; this may distort CT numbers and structure contours in the region beyond the sFOV. İn this study, to evaluate the dosimetric impact of image artifacts from eFOV reconstruction with a wide-bore CT scanner in radiotherapy treatment planning. Firstly, mechanical quality control tests was made for reduce effects of the mechanical kalibration errors at CT scanner. Mini QC CT phamtom were used to imaging eFOV artefact, centrally and partially outside the sFOV with laterally shift and to analyze effects of artefact on CT number distortion and body contour variation. CT number distortion and body contour variation were analyzed maximum artefact region. In the later period, Reference baseline images of Alderson Rando phantom were acquired with the phantom centrally positioned within the sFOV. For comparison, the phantom were then shifted laterally from the center of the phantom 8 cm and 12 cm, – x direction. The phantom external body contours were then automatically created with a fixed threshold of HU value by the treatment planning system. Critical organs and tissues were contoured by expert doctors and fictitious tumors was delineated as the target, located lung, prastate and breast. The treatment plans for the center position images set was first generated and to evaluate by doctors. Calculated MU, center of the fictitious tumors dose values and tumor median dose values were recorded. The same MUs were used for the subsequent treatment plans for off-center image sets to ensure comparable amount of radiation delivery in each beam configuration plans. The target dose calculated at the center of the tumor and the calculated median tumor doses, were recorded and compared for all treatment plans. Compared with the dose values of located centrally images, the dose values of off-center image sets obtained from the positive direction is increased.

Key words: sFOV, eFOV, Artefact, Radiotherapy, Phantom

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Düşük enerjili olan radyasyonun farklı yoğunluğa sahip dokularda farklı atenüasyon değerlerine sahip olması radyasyonun diagnostik ve girişimsel radyoloji alanlarına hizmet etmesine olanak sağlarken, günümüzde yürütülmekte olan kanser tedavilerinde önemli bir yer tutan radyoterapi, radyasyon kaynaklarından ve/veya radyoaktif kaynaklardan elde edilen radyasyon ile tümörlü bölgenin ışınlanması prensibine dayanmaktadır(1).

Tanımlanmış tümör hacmine yüksek doğrulukta ölçülmüş maksimum homojen radyasyon dozunun, tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya en az zararı vermesi radyoterapinin önemi ve amacını oluşturur. Ayrıca tümörün içindeki hastalıklı hücrelerin ileri hücre bölünmelerini veya çoğalmalarını devamlı olarak durdurmak, tümörün yok olmasını sağlamak, yaşam kalitesini artırmak ve süresini uzatmak, radyoterapi tedavisinin amaçları arasında yer alır(2).

Simülasyon; fiziksel ve geometrik özelliklere sahip tanısal bir X-ışını cihazı ile hastanın tedaviden önce immobilize edilmesi, görüntülemenin yapılması ve tümör lokalizasyonun yapıldığı işlemdir. Bu işlem; BT(Bilgisayarlı Tomografi) aygıtlarıyla yapılır ve konformal RT(Radyoterapi),IMRT(Intensity modulated Radiotherapy), IGRT(Image Guide Radiotherapy) tedavi aygıtlarında tedavi planının tam doğrulukta oluşturulmasını sağlar. Işınlama sahalarının, hasta cildine şüpheye yer bırakmayacak şekilde çizilmesi ve tedavi cihazında kolaylıkla tekrarlanabilir olması gerekir. Daha isabetli bir tedavi yapabilmek için tümörün lokalizasyonu ya da yayılımını çok iyi belirlemek, görüntülemek zorunludur. Ayrıca, tedavi alanına giren normal dokuların sınırları da mümkün olabildiğince tama yakın tanımlayarak hasta üzerine dışarıdan işaretlenir. Simülasyon prosesi sıklıkla bir hastanın tedavi planlamasını içermekle beraber, tedavisi planlanan hasta ile ilgili her türlü bilgi ve dökümanın doktor ya da teknisyenlere aktarılmasını sağlar. Simülasyon, radyoterapi ünitelerinin etkinliğini artırabilir. Bu seviyede, set-up ve planlama ile ilgili soruların ve sorunların pratik bir biçimde çözümünü temin eder. Ancak unutulmaması gerekir ki, simülasyon, radyoterapideki bir seri prösedürden sadece bir bölümünü oluşturur ve hastanın tedavisinin gerçekleşmesindeki en önemli basamaktır(3).

BT-Simülatör ile belirlenen tedavi volümü online olarak tedavi planlama sistemine, burada gerekli doz hesapları yapıldıktan sonra elde edilen veriler yine online olarak lineer hızlandırıcı cihazlara aktarılmakta; böylece insan faktörü nedeniyle ortaya çıkabilecek aktarım hataları tamamen ortadan kaldırılabilmektedir.

Radyoterapi tedavi planlama sisteminde yüksek çözünürlük ve yüksek doğrulukla anatomik yapının tanımlandığı üç boyutlu görüntülerin ihtiyacı için BT cihazı yaygın olarak kullanılmaktadır. BT, tedavi yaklaşımlarının hasta sonucunu pozitif etkiye dönüştürmesi için oldukça yarar sağlar. Hasta boyutları ve bu boyutlardan kaynaklı hasta yatış pozisyonları BT simülasyon sırasında kısıtlayıcı faktörlerdir. Bu faktörler BT gantry açıklığının yarıçapı küçüklüğünden kaynaklanır (65-70 cm). Hasta tedavisinde potansiyel tedavi hatalarına sebep olur. Yeni nesil tarayıcılar bu hataları minimuma indirecek algoritmalara sahiptir(4).

Çoğu tarama şartları altında hastanın veya objenin taranan bölümleri BT dedektörleri tarafından ölçülebilecek hacim dışına taşabilir. Onkolojik tedavi planlama sürecinin bir bölümünde BT görüntüleri oryantasyonun tanımlanmasında, boyut tanımlamasında ve radyasyon demetinin yoğunluğunun belirlenmesinde kullanılır ki, tümör ve çevresine yeterli dozu verirken hassas dokular radyasyondan büyük ölçüde korunabilsin. Hasta BT cihazında tedavi masasında yatacağı şekilde konumlandırılır. Hastanın bazı vücut bölümleri sıklıkla dedektörlerin etkin çalışma aralığı olan FOV(Field of View) alanının dışında kalır. Bu durum rutin radyolojik taramalarda da sıklıkla görülür. Sebebi ise ya hasta çok geniştir yada teknikerler tarafından yanlış konumlandırılmıştır. Hemen hemen tüm görüntü oluşturma algoritmaları ‘filtered backprojection’ tabanlı yazılmıştır. Bu algoritmaya göre taranan objenin standart tarama alanı yani sFOV(standart FOV) içinde yer alması gerekmektedir. Bu şart sağlanmadığında ise alan kenarlarında görüntü artefaktlarının meydana gelmesi kaçınılmaz olur. sFOV alanının daha büyük olduğu bir tarama algoritması ve mekaniği tasarlanabilir fakat bu işlem oldukça maliyetlidir(5).

BT tarayıcıların en temel özelliklerinden birisi paralel örneklem geometrisinde görüntüden görüntüye geçerken toplam atenüasyonun sFOV alanı içinde sabit

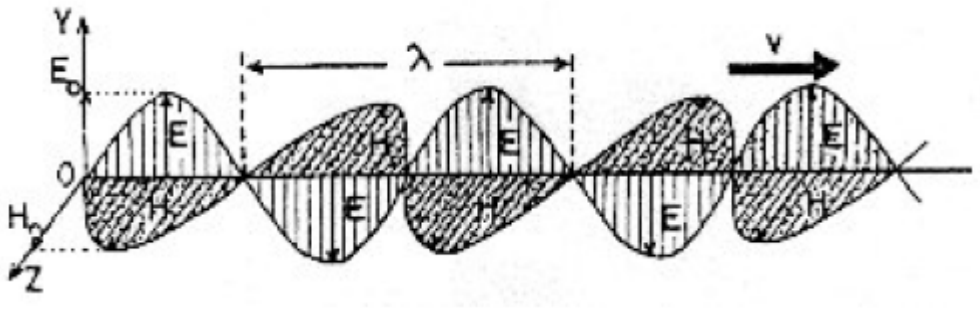
kalmasıdır. Her görüntü için tüm dedektör kanalları üzerinden ölçülen tüm projeksiyon açılarının sabit olması gerekmektedir. Bu sabit açılı projeksiyonlarda her açının gördüğü alan dışına taşan volümde beyaz şeritler halinde artefaktlar oluşur. Bu artefaktlar hastanın vücut dış konturunda düzensizliğe, tümör ve rezidüel tümör kalıntılarının sınırlarının değişmesine, riskli organ konturlarında belirsizliğe sebep olur ki, bu yapılacak olan tedavinin nitelik temini açısından tam doğrulukla yapılmasına engel olacaktır(6).

Doz hesaplamalarında heterojenite düzeltmesi için farklı vücut dokusu ve yapılarında BT numaralarının değeri hesaba katılır. Geleneksel BT tarayıcılar genellikle 70 cm gantry açıklığına sahiptir. Bu değer tedavi immobilizasyon gereçleri ve geniş vücutlu hastalar için yetersiz kalmaktadır. Bu tür sorunları gidermek için 80-90 cm çaplı tarayıcılar üretilmektedir. Görüntünün oluştuğu FOV alanı sFOV alanından büyük olabilmektedir. sFOV alanı dışına çıkan bölüme genişletilmiş FOV yani eFOV (extended FOV) alanı denilir. eFOV büyüklüğü BT tarayıcı markasına göre değişmektedir. Siemens Somatom markası için bu değer 82 cm'dir. sFOV dışına çıkıldığında kliniksel data değerlerinde keskin bir düşüş olur. Bu durumda eFOV alanının hem iç hemde dış tarafında görüntü artefaktı oluşur. sFOV dışına taşan hastalarda vücut konturu değişmekte ve BT numarası distorsiyonu meydana gelmektedir. BT numarası dataları doz hesaplama algoritmalarında da kullanıldığından, bu istenmeyen durum, dozun da yanlış hesaplanmasına neden olabilmektedir(7,8).

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Elektromanyetik Radyasyonlar

İvmeli hareket eden yüklerin oluşturduğu, hava, boşluk veya madde gibi ortamlarda bir tür enerji yayılımı olan, elektrik (E) ve manyetik (H) olmak üzere iki alan ve vektörel yöne sahip bütün sinüzoidal dalgalara elektromanyetik radyasyon denmektedir(10).



Şekil 1: Elektromanyetik radyasyonun E ve H alanı (11)

Gamma ışınlarından radyo dalgalarına kadar yayılmış sürekli bir dalga dizisi, frekanslarıyla ters orantılı elektromanyetik spektrum oluşturur. Spektrumun çeşitli kısımlarına verilen isimler tarihsel nedenlerledir. Bunlar yalnızca ışımanın kaynağına göre yapılan bir sınıflandırmayı gösterirler. Işımanın fiziksel karakteri tüm dizide aynıdır. Her bir bölgede ışınımlar aynı hız ve aynı elektromanyetik karakterdedirler. Aralarındaki tek fark, frekanslarının ve dalga boylarının farklı oluşudur. Tarihsel adlarla anılan bölgeler birbirinin içine girmişlerdir. Fakat yine de bu isimler ışımaların ortak kaynağını gösterir. Radyo dalgaları ve mikrodalgalar, iletkenlerin içinde hareket eden elektronlardan; kızılötesi ışımalar, sıcak maddelerden; görünür ışık, çok sıcak maddelerden; morötesi ışınımlar, elektrik arklarından ve gaz boşalmalarından; X ışınları elektronların atomlarda yörünge değiştirmelerinden veya ivmeli hareket etmelerinden; gamma ışınları ise, radyoaktif atomların çekirdeklerinden çıkarlar.

Elektromanyetik radyasyonların madde ile etkileşimini dalga boyları belirler. Dalga boyları küçük, frekansları yüksek elektromanyetik radyasyonlar, enerjilerini etkileştikleri maddeye aktarmak suretiyle, maddedeki atomları doğrudan veya dolaylı yollarla iyonlaştırabiliyorsa bunlar "iyonlaştırıcı radyasyon", iyonlaştıramıyorsa "iyonlaştırıcı olmayan radyasyon" olarak tanımlanmaktadırlar. X ışınları, iyonlaştırıcı

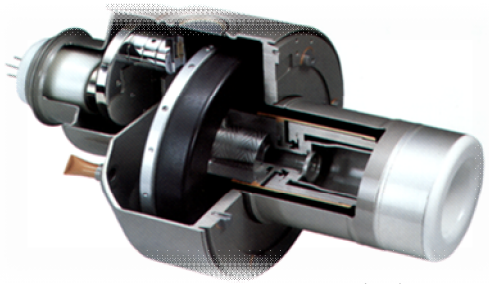
radyasyonu oluştururken; radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızıl ötesi ışık, mor ötesi ışık (ultraviyole) ve görünür ışık gibi spektrumdaki diğer elektromanyetik dalgalar iyonlaştırıcı olmayan radyasyonu oluştururlar(12).

İyonlaştırıcı olmayan radyasyonun madde ile etkileşimi iyonlaştırıcı radyasyondan farklıdır. İyonlaştırıcı olmayan radyasyonun fotonu maddeyle etkileştiğinde madde uyarılır ve foton, maddenin moleküler yapısına göre değişen diğer bir foton seklinde yansıtılır. İyonlaştırıcı olmayan radyasyonun dalga boyu 1 nm' den büyük ya da eşittir.

Görülebilir ışığı geçiren maddeler saydam (transparent), yarı geçirgen maddeler yarı saydam (translucent), geçirmeyen maddeler ise opak olarak adlandırılır. Radyoloji pratiğinde kullanılan tanısal amaçlı X-ışınını fazla geçiren vücut yapıları (akciğerler, yağ dokusu gibi) radyogeçirgen, az geçiren vücut yapıları (kemik, kalsifikasyon gibi) ise radyoopaktır.

2.2 X Işınları

Basıncı 760 mmHg' ya kadar düşürülmüş cam bir tüpün içine yerleştirilmiş anot ve katot levhaları arasına çok yüksek elektriksel gerilim (106 – 108 volt) uygulanır. Kinetik enerji kazanarak katodu terk eden hızlı elektronların, anot üzerine yerleştirilen erime sıcaklığı yüksek bir metal hedefe çarpması sonucu X ışınları oluşur. Hedef metale çarpan elektronların kinetik enerjilerinin %99'u ısıya, %1'i X ışınlarına dönüşür. Tüp üzerine açılan pencerelerinden çıkan ışınları denetim altına almak için kolimatör yerleştirilir. Meydana gelen X ışınlarının enerji ve dalga boyu hedefin atom kütlesine ve katot ışını elektronlarının enerjilerine bağlıdır.



Şekil 2: x ışını tüpü (13)

2.3 X Işınlarının Elde Edilmesi

X ışınları iki yolla elde edilir.

2.3.1 Brems (frenleme) X ışını

Bu tip X ışınları hızlandırılmış elektronların yüksek atom numaralı (tungsten, molibden vb.) hedefe çarpıp birdenbire durdurulmaları sonucunda meydana gelir. Yüksek hızlı elektron hedef çekirdeğinin yanından geçerken, Coulomb itme kuvvetinin etkisi ile yolundan sapabilir ve enerji kaybeder. Kaybedilen bu enerji boşluğa elektromanyetik radyasyon (brems ışınları) olarak yayılır. Elektron tungsten hedef içinde bir veya birden fazla etkileşmeye uğrayıp, enerjisini kısmen yada tamamen yitirir. Fotonun yayılma yönü hedefe düsen elektronların yönüne bağlıdır. Bu etkileşme sonucu oluşan X-ışınları spektrumu süreklidir. Elektron tarafından atom basına enerji kaybetme oranı, atom numarasının karesiyle (Z^2) orantılıdır. Yani brems ışınlarının oluşumu hedef maddesinin atom numarası Z ile değişir. Karakteristik radyasyonun dalga boyu her element için sabit olmasına karşın, kesintisiz radyasyon birçok dalga boyunu içerir(14).

2.3.2 Karakteristik X ışınları

Bir etkiyle atom yörüngelerinden birinde oluşan boşluklar daha üst yörüngelerde bulunan elektronlar tarafından doldurulur. Bu esnada ortaya çıkan radyasyon sürekli spektrum çizgileri üzerinde keskin şiddet maksimumları ortaya çıkarır. Bunlara karakteristik X ışınları denir. Değişik atomların elektron enerji seviyeleri de farklıdır. Bu yüzden her atomun karakteristik radyasyonu o elektron yörüngesi için özeldir. Bir X ışını tüpünde anot katot arasındaki gerilimin değerine bağlı olarak brems ışınlarının oluşturduğu bir sürekli tayf, anot cinsine bağlı olarak da keskin çizgili karakteristik tayf görülür.

2.4 İyonlaştırıcı Radyasyonun Etki Mekanizmaları

İyonlaştırıcı radyasyon enerjisinin bir ortam tarafından soğurulması, ortam moleküllerinde doğrudan ve dolaylı hasara neden olur. Hasar, kritik molekül atomlarının iyonlaşmasıyla moleküllerin etkinliğini kaybetmesi ya da fonksiyonlarının değişmesiyle doğrudan olarak veya kritik moleküllerde toksisiteye neden olan serbest

radikallerin oluşması ve biyolojik etkilerin ortaya çıkmasıyla dolaylı olarak meydana gelir. Bu etkileşimler, ortamda oluşan koparılmış elektronlar ile ortam molekülleri arasında meydana gelir. Bir hücre büyük ölçüde su içerdiği için bir çözelti olarak kabul edilebilir. Radyasyon çözelti içerisindeki kritik moleküllere doğrudan etkiden daha çok dolaylı olarak etki eder. Doğrudan etkide, değişikliğe uğrayan molekül doğrudan doğruya iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalır ve uyarılmış duruma geçer. Dolaylı etkide ise, iyonlaştırıcı radyasyon sonucu oluşan bazı ara ürünler başka bir dizi kimyasal reaksiyona girerek diğer moleküllerin değişmesine neden olurlar.

2.4.1 Doğrudan Etki

Radyasyon enerjisinin soğurulmasıyla fotoelektrik ve compton etkileşimleri meydana geliyorsa atomlar doğrudan iyonlaşır. Fotonun, maddenin elektronları ile etkileşmesi sonucu fotoelektrik ve Compton olayları oluşurken, çift oluşum olayı, fotonun içinden geçtiği maddenin güçlü çekirdek alan etkileşmeleri sonucu oluşur(15).

İyonlaştırıcı radyasyon tiplerinden yüksek doğrusal enerji transferi (LET) değerine sahip olanlarda doğrudan etki baskındır. Maddeyle etkileşen ve maddeyi iyonlaştıramayan fotondan soğurulan enerji ile atomlar uyarılır (uyarılmış atomlar: kimyasal olarak reaksiyona girmesi çok kolay olan atom ve moleküllerdir). Daha sonra, atomdaki fazla enerji, moleküldeki zayıf bağlı kısma transfer edilerek bağ kırılmalarına neden olabilir.

2.4.2 Dolaylı Etki

Uyarılmış veya iyonlaşmış moleküller içerdikleri fazla enerjiyi, molekül atomlarını bir arada tutan bağları koparmak suretiyle atarak bu bağı oluşturan iki elektrondan birer tanesini yanında sürükleyen iki serbest radikal haline gelir. Oksijen, hidrojen ve biyolojik serbest radikal oluşumlarının, lipit peroksidasyon zincir reaksiyonları ve başta intestinal kanamalar olmak üzere miyokardial iskemi karsinogenezis, katarak oluşumu, solunum düzensizliği, DNA zincir kırılması, mutajenik ve karsinojenik etkiler oluşturduğu saptanmıştır(16).

2.5 Radyasyonun Hücreye Etkisi

İyonlaştırıcı radyasyonun etkisiyle hücrede oluşan hasarlar üçe ayrılır.

2.5.1 Öldürücü (lethal) hasar: Hücrede oluşan hasar tamir edilemez ve hücrenin yaşamsal fonksiyonları etkilenir. Ani hücre ölümü için 200-300 Gy' lik doz gereklidir. Klinikte uygulanan 2 Gy civarındaki bir seanslık dozlarda ise, hücre birkaç mitoz gösterdikten sonra bölünme yeteneğini kaybeder. Bu olay, zaman içinde nispeten gecikmiş bir ölüm olarak tarif edilir. Işın tedavisine başladıktan ancak bir süre sonra tümörde küçülme görülmesi bu nedenledir(16).

2.5.2 İkinci derecede öldürücü (sublethal) hasar: Tek basına ölümcül (lethal) değildir ve tamir edilebilir. Ancak sublethal hasarın çok sayıda olması hücre ölümüne neden olabilir.

2.5.3 Potansiyel lethal hasar: Eğer hücre bölünmesi kısa bir zaman içinde meydana gelirse ölüme yol açan, ancak bölünme gecikirse tamir edilebilen hasarlardır.

2.6 X Işını Detektörleri

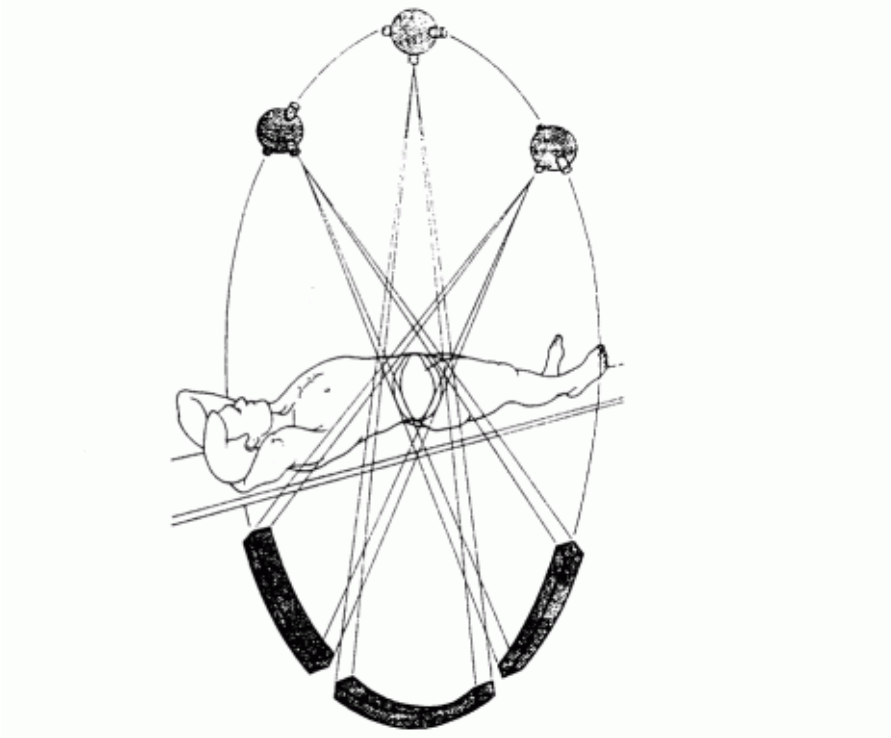
BT sistemlerinde kullanılan detektörler sintilasyon ve basınç altında sıkıştırılmış gaz detektörleri olmak üzere iki başlık altında toplanmaktadır.

2.6.1 Sintilasyon Detektörleri

Bu tür detektörler kendi arasında 2 tiptir. Birinci tipte fotomultiplier sistem, ikinci tipte ise fotodiyot multiplier sistem bulunmaktadır.

2.6.1.1 Sintilasyon/Fotomultiplier Detektör

Sodyum iyodür (NaI), kalsiyum florür (CaF_2), bizmut germanat ($Bi_4Ge_3O_{12}$) gibi solid sintilasyon kristallerinden oluşturulmuştur.

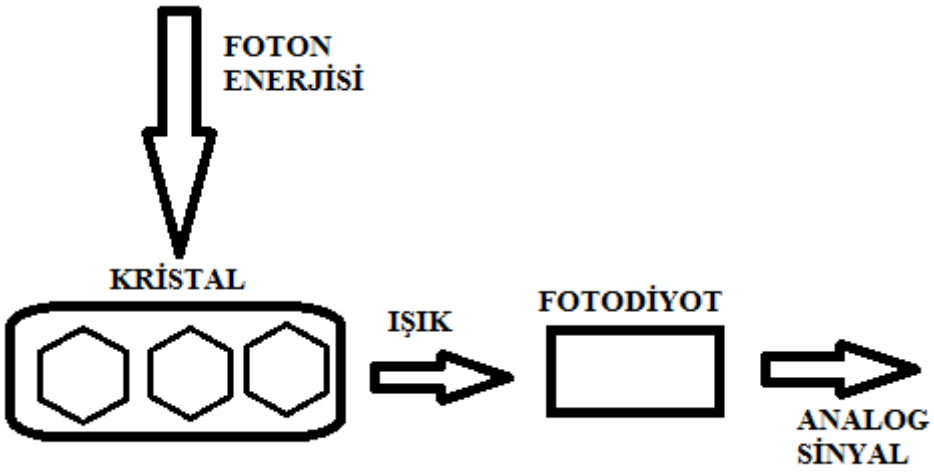


Şekil 3: Solid sintilasyon kristallerinden üretilmiş bir dedektör ünitesi (17)

Bu türden kristaller, üzerlerine X veya gamma ışını düştüğünde, bünyelerinden görülen ışık salınımına yol açarlar. Kristallerden çıkan ışık, fotokatod üzerine düşerek burada elektronik sinyallere dönüştürülür. Elektronik sinyaller dynodes adı da verilen fotomultiplier içinde tekrar yükseltilir. Fotomultiplier bir yüzey konfigürasyonu olup fotokatodtan çıkan her elektron 3-10 kat oranında arttırılır(18).

2.6.1.2 Sintilasyon/Fotodiyot Multiplier Dedektör

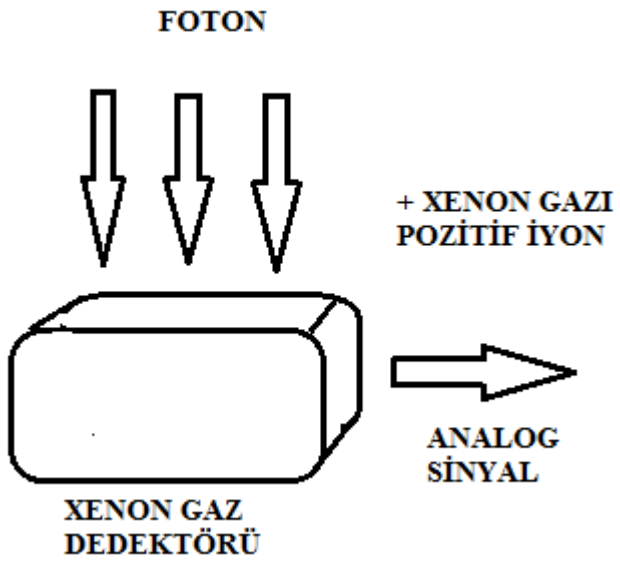
Sintilasyon/fotomultiplier detektör sistemindeki fotomultiplier yerine silikon fotodiodun bulunması ile farklılık gösterir. Sintilasyon kristallerinde bir değişiklik yoktur. Fotodiyotun kullanılması yüksek stabilite, küçük boyut ve maliyet ucuzluğu bakımlarından avantajlıdır(18).



Şekil 4: Sintilasyon dedektörlerinde analog sinyal elde edilişi

2.6.2 Gazlı Detektörler

Günümüzdeki BT sistemlerinde kullanılan detektörlerin çoğu, 10-30 atmosfer basınç altında sıkıştırılmış xenon gazından oluşturulmuşlardır. İncelenecek objeyi geçerek detektörlere ulaşan X-ışınları, basınç altında sıkıştırılmış xenon gazı atomlarında iyonizasyon meydana getirmektedir. İyonize xenon gazı miktarı detektöre ulaşan X-ışını foton sayısı ile orantılıdır. Gaz detektörlerin maliyeti, sintilasyon detektörlerine göre daha ucuzdur(19).



Şekil 5: Gaz dedektörlerinde analog sinyal elde edilişi

BT sistemlerinde kullanılan detektörler belirli özelliklere sahip olmalıdır. Bu özellikler yüksek soğrulma ve dönüşüm verimliliği, yüksek yakalama, kısa 'afterglow' süresi, geniş dinamik 'range' olarak ifade edilebilir.

Detektörlerce oluşturulan zayıf elektriksel ya da analog sinyaller DAS'a (data acquisition system: veri kazanç sistemi) gelir. Zayıf analog sinyallerinin analiz edilebilmeleri için güçlendirilmeleri gerekir. DAS gantry içerisinde detektör sisteminin üzerinde lokalizedir. Modern BT sistemlerinde sinyal güçlenmesi detektörlerin kendisinde gerçekleştirilmektedir. Bu durumda DAS'ın görevi analog sinyalleri bilgisayarlarca anlaşılabilir olan dijital sinyallere çevirmektir(18).

2.7 BT Cihazlarının Tarihçesi

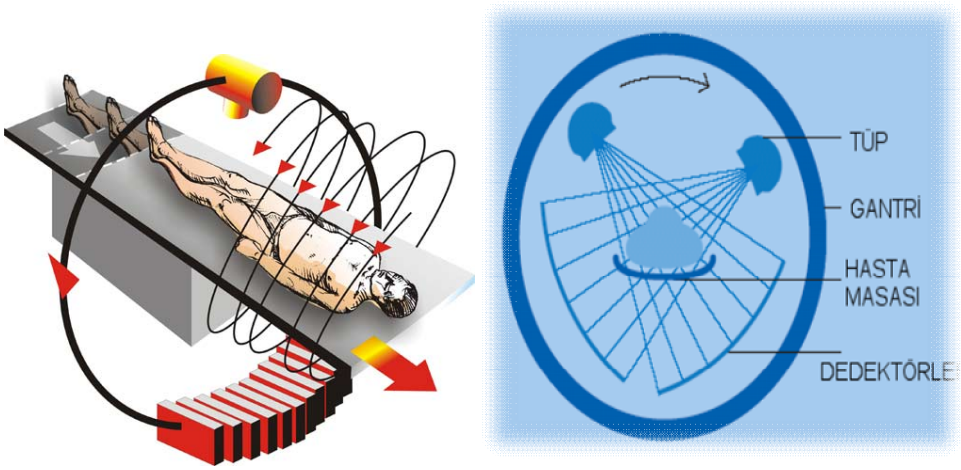
Tomografi vücuttan kesit seklinde görüntü alma işlemini tanımlar. Kelime anlamı olarak TOMOS (kesit) ve GRAPHY (sekil, resim, görüntü) seklinde iki eski Yunanca kelimenin birleşiminden oluşur. Bilgisayarlı tomografide (BT) kesitsel görüntü bilgisayarlar yardımı ile elde edilir. Bilgisayarlar kendilerine verilen bilgileri işleyen ve bu bilgiler doğrultusunda iş üreten aygıtlardır. Bilgisayarların görüntü oluşturmak için gereksinim duyduğu bilgiler, BT' de X ışınları ile elde edilir. BT cihazları teknolojik gelişmelere paralel olarak büyük bir evrim geçirmektedir.

Birinci nesil cihazlarda tek dedektör kullanılıyordu. Tüp bir derece dönüyor, veri işleniyor ve tekrar bir derece dönüş yapıyordu. Bu işlem tüp ve dedektör 180 derece dönene kadar tekrarlanıyordu. Bu 180 derecelik tek bir dönüsün tamamlanması yaklaşık 4.5 dakika almaktaydı. ikinci nesil BT' lerde yelpaze şeklinde bir ışın ve birden fazla sayıda dedektör sistemi bulunmaktadır. Daha hızlı tarama zamanı elde etmenin yanı sıra aynı anatominin birden fazla dedektörce izlenmesi sayesinde ayrıntıda artış sağlanmıştır.

Üçüncü nesil BT' lerde kolime edilmiş X ışını demetinin yelpaze seklinde olması ve karşısında ışın demetini gören çok sayıda dedektör kullanmasıdır. Dördüncü nesil cihazlarda gantry boşluğunu 360 derece çevreleyen çok sayıda dedektör kullanılmaktadır. Bu cihazlarda dedektörler sabittir ve hasta çevresinde sadece x ışını

tüpü döner. İki tip olarak tanımlanmıştır. Nutating ring dedektörler ve spiral slip ring dedektörler. Nutating ring dedektörlerde tüp dedektör halkasının dışındadır. Tüp döndükçe dedektörler önünde hareket etmiş olur. Spiral (helikal) ring sistemler 4. nesil geometrisinde kullanılmakla birlikte 3. nesil sistemlerde de görülebilmektedir. Bu sistemde kablo sınırlaması olmaması nedeni ile tüp hareketi süreklidir. Besinci nesil cihazlarda tüp ve dedektör hareketi ortadan kaldırılmıştır. Gantry çok büyük bir x-ışını tüpü haline getirilmiştir. Elektron-beam tomografi olarak adlandırılan bu sistem bir süre devreye girdikten sonra multidedektör BT geliştirilmiştir(20).

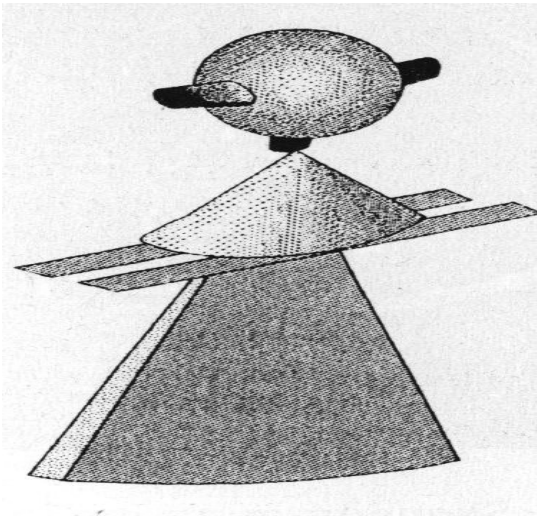
2.8 BT Cihazının Bölümleri ve Çalışma Prensibi



Şekil 6: BT cihazı bölümleri ve kesit tarama şeması (21)

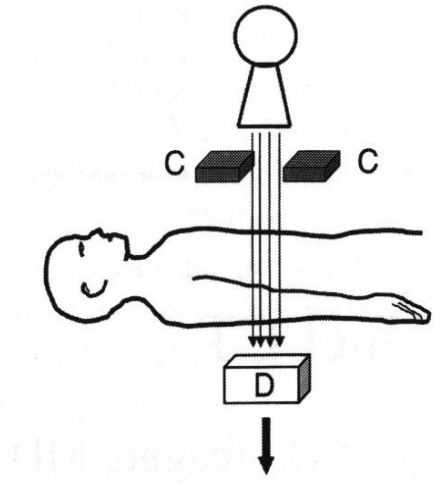
BT aygıtında tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme ünitesi olmak üzere 3 bölüm vardır. Tarayıcı hasta masası ve gantryden oluşur. Gantry içerisinde tüp ve dedektör sistemi bulunur. Masa gantry boşluğu içerisine girip çıkabilir. Her kesit alma işleminden sonra masa bir miktar hareket ettirilir. Bu şekilde hastanın incelenen bölgesinden ardışık kesitler alınabilir. BT' nin kesit alma esasına dayanan bir görüntüleme yöntemi olduğu için istediğimiz kesit kalınlığına eşit kalınlıkta bir X ışın demeti yeterli olacaktır. Bu nedenlerle tüpten çıkan x ışınları kolime edilerek yelpaze seklinde bir demet haline getirilir. Işın demetinin kalınlığı operatör tarafından belirlenir. Hasta vücudundan geçirilen bu X ışını demeti diğer uçta X ışınlarına hassas bir dedektör zincirine ulaşır.

Dedektörlere ulaşan X ışınları hasta vücudundan geçerken vücudun değişik dokularında değişen oranlarda zayıflamaya uğrar. Dedektörlerde saptanan bu zayıflama miktarı bilgisayarlarla değerlendirilir. Birçok matematiksel işlem içeren oldukça karmaşık bir süreç sonucu, X ışınlarının taradığı alanın her bir noktasının X ışınını zayıflatma değeri hesaplanır. Bu değerlerin saptanmasından sonra görüntüyü oluşturmak oldukça basit bir işlemdir(22).



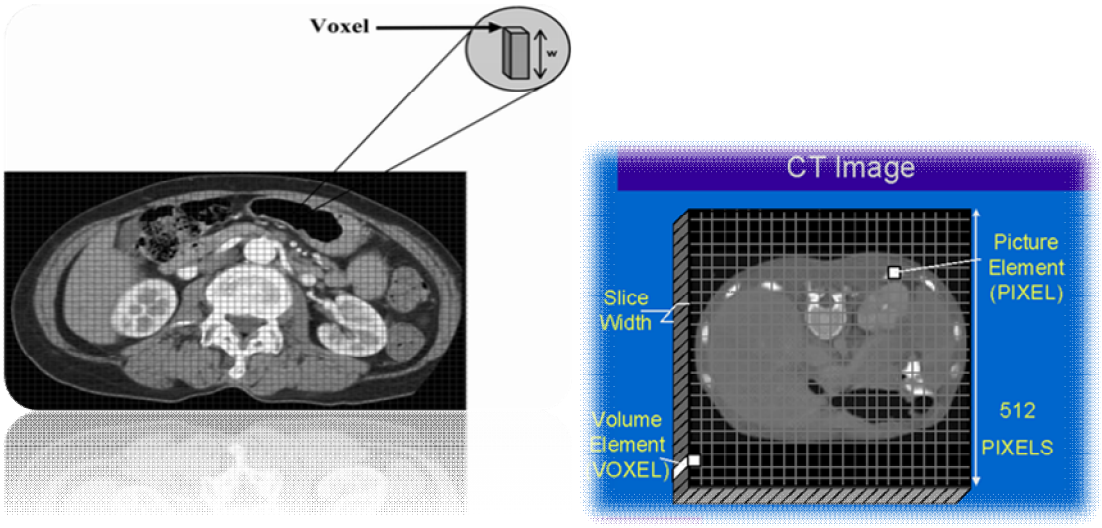
Şekil 7: X ışınlarının kolime edilerek yelpaze şekline getirilmesi (23)

BT' de kesitsel görüntü oluşturabilmek için, tüpten çıkan X ışınları, kolime edilerek yelpaze seklinde bir demet haline getirilir.



Şekil 8: Kolime edilen x ışınlarının hastayı geçerek dedekte edilmesi (23)

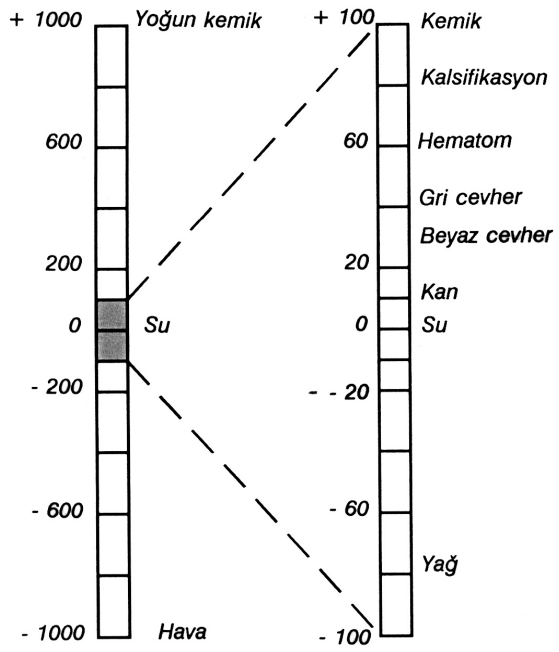
Kolime edilerek hasta vücudundan geçirilen X ışını demeti diğer uçta X ışınlarına hassas bir dedektör zincirine ulaşır. X ışınları hasta vücudundan geçerken vücudun değişik dokularında değişen oranlarda zayıflamaya uğrar. Bilgisayar ünitesinde tarayıcı sistemden gelen bilgiler, birçok matematiksel işlem ve algoritmalarla değerlendirilip işlenir. Daha sonra bu işlemlerden elde edilen sonuçlar, tarama alanını temsil edecek, sayılardan oluşmuş bir haritaya dönüştürülür. Bu isleme rekonstrüksiyon adı verilir. Harita cihaz üreticilerinin belirledikleri sayıda eleman içerir ve haritanın eleman sayısı örneğin 520x520 gibi ifade edilir. Bu ifade bize haritada alt alta sıralanan 520 çizgi, her bir çizgide 520 eleman olduğunu gösterir. Tarama sonucu elde edilen bilgiler, işte bu eleman sayısı kadar değeri hesaplamak amacı ile kullanılır. Yapılan birçok matematiksel işlemden sonra artık bilgisayarın belleğinde organizmanın belli bir kesitine ait harita eleman sayısı kadar değer vardır. Bu elemanlardan herhangi birinin sahip olduğu değer, o elemanın organizmada temsil ettiği odağın x ışınlarını zayıflatma gücüne eşittir. Organizmadaki bu odağın, kesit düzlemine paralel x birim uzunluğunda ve y birim genişliğinde iki boyutu vardır. Bunun yanı sıra x ışını demet kalınlığına eşit derinlik boyutu da olacaktır. Bu durumda, noktasal odağımızı hacim boyutunda ele almamız gerekmektedir. Bu hacme voksel adı verilir ve hacim elemanı anlamına gelen ingilizce (volume element) sözcüklerinin kısaltmasından oluşur(22).



Şekil 9: Pikselden oluşan volüm elementi (24)

Taranan dokunun kalınlığı X ışını demet kalınlığına eşittir. Haritadaki her eleman bu kalınlıkta bir doku odağını temsil eder. Dolayısıyla her harita elemanının hacimsel bir boyutu vardır.

Görüntüleme biriminde harita elemanlarının her birine sahip oldukları rakamsal değerlere bakılarak gri skaladan bir renk kodu verilir. Haritamız bilgisayar ekranında, harita elemanlarının tek tek gri tonlarda renklendirilmelerinden sonra, siyahtan beyaza dek değişen noktacıklar içeren bir resme dönüştürülür. Bilgisayar ekranında gördüğümüz resim, aslında renkle kodlanmış harita elemanlarından meydana gelen birçok noktacıktan oluşmaktadır. İşte resmin en küçük elemanı olan bu noktacıklara piksel, resimdeki piksel sayısını belirten, noktacıkların ve çizgilerin birleşiminden oluşan örgüye de matriks (256x256- 520x520 gibi) adını veriyoruz. Piksel ingilizcede resim elemanı (picture element) anlamına gelen sözcüklerin kısaltılmasından oluşmuştur. BT' de her bir vokselde hesaplanan X-ışını zayıflatma değerini standart bir değer ile belirtmek amacıyla Hounsfield skalası olarak adlandırılan bir referans sistemi kullanılmaktadır(20).



Şekil 10: Hounsfield Unit ölçeği (25)

Hounsfield skalasında x-ışını soğrulma değerleri -1000 ve 1000 arasında 2000 birim içerisinde sınıflandırılmıştır. Bu skalaya göre suyun soğrulma değeri sıfır, kemik

gibi çok yoğun oluşumlar için bu değer 1000, hava için -1000 olarak kabul edilmiştir. Yağ dışındaki yumuşak dokular 30-100 arasında soğrulma değerine sahipken, yağ dokusu BT' de -60 ile -200 arasında değerler alır.

2.9 BT Görüntülerinde Pencereleme

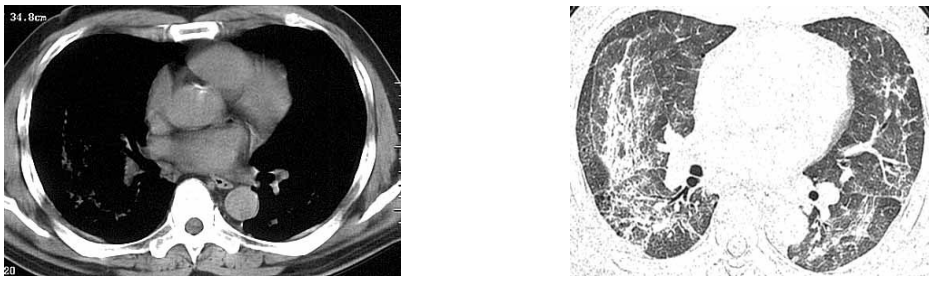
Bilgisayar ekranında izlediğimiz görüntü aslında renkle kodlanmış bir harita olduğuna göre, bu haritanın renklendirme kriterlerini değiştirerek görüntü üzerinde değişiklikler yapabiliriz. Bu pencereleme (windowing) dediğimiz bir işlemle kolayca yapılabilir. insan gözü 20 adet gri tonu ayırt edebilir. Pencerelemeden amaç, siyahtan beyaza dek değişen bir spektrumda yaklaşık 20 tonu ayırdedebilen bir insan gözünün Hounsfield skalasındaki -1000, +1000 aralığında istediği oluşumları seçmesini sağlamaktır. Sistem x-ışını zayıflatma (atenüasyon) değeri en yüksek piksellere beyaz rengi atar, azalan değerleri giderek daha koyu gri tonlarla renklendirir ve en düşük değerleri siyaha boyar(20,22).

Elimizdeki gri tonlarla tüm skalayı boyamak istersek 2000 HU'lik bir spektrumda her bir 100 ünite için bir gri ton kullanılacak demektir. Bu da hemen hemen tümü 30-100 HU aralığına düşen yumuşak dokuların birbirinden ayırdedilememesine yol açacaktır. Bu nedenle, gri renk skalasının oluşumların birbirinden ayırdedilmesini kolaylaştıracak şekilde kullanılması gerekmektedir.

Hounsfield skalasında gri tonların dağılımı -1000 siyah renkle temsil edilirken, +1000 beyazdır. Gözümüz yaklaşık 20 gri tonu birbirinden ayırt edebilir. Bu nedenle aynı renk skalasını -100, +100 arasındaki HU değerlerini renklendirmek için kullandığımızda daha önce birbirinden ayırdedilmeyen oluşumlar farklı tonlarda görüleceklerdir. Pencereleme işleminde birisi pencere genişliği 'window width' diğeri de pencere seviyesi 'window level' olmak üzere ayarlanabilen iki parametre vardır. Pencere genişliği görmek istediğimiz oluşumların HU değerlerini içine alıp ilgilenmediklerimizi dışarıda bırakacak şekilde seçilen bir Hounsfield skalası bandıdır. Bu durumda sadece seçtiğimiz bant içerisinde kalan HU değerleri gri bir renk tonu alırken bandın dışında kalan HU değerleri ya beyaz yada siyah renk ile boyanırlar. Pencere seviyesi ise seçtiğimiz pencere genişliğinin orta noktasıdır. Örnekleyecek

olursak -50, +150 arasındaki oluşumları iyi göstermek istersek, bu durumda pencere genişliğinin 200 HU, pencere seviyesinin ise orta noktası olan +50 HU olması gereklidir. Görüldüğü gibi parametrelerin bu şekilde seçilmesiyle her bir 10 ünite için ayrı bir gri ton kullanılacağından, x-ışınını birbirinden farklı zayıflatan doku ve oluşumların (-50 ve + 150 arsındaki) farklı bir renk değeri ile temsil edilme şansları artacaktır. Diğer taraftan 50 HU altında kalan değerlerin tümü siyah, +150 HU üzerindeki tüm değerler ise beyaz görülecektir. Yukarıdaki örnekten de anlaşılabileceği gibi pencere seviyesi ve genişliği, farklı organ ve oluşumları incelemek için oldukça yararlı bir işlev görmektedir. Bu ayarların istenilen organ ve oluşumların en iyi görüntülenebilecekleri şekilde seçilmeleri halinde, inceleme optimal yapılacaktır.

Seçilen ayarlamalarda bazı oluşumların tam siyah yada tam beyaz renklerle gösterilmesi nedeniyle izlenememeleri söz konusu olabilecektir. Pencerelemenin en güzel örneği, akciğer parankim incelemesi yapılırken mediastinal oluşumların ayrıntılarının kaybolması, yada tam tersine mediastinal oluşumlar için ayarlanmış bir pencere değerlerinde, akciğer parankim ayrıntılarının izlenememesidir(22).

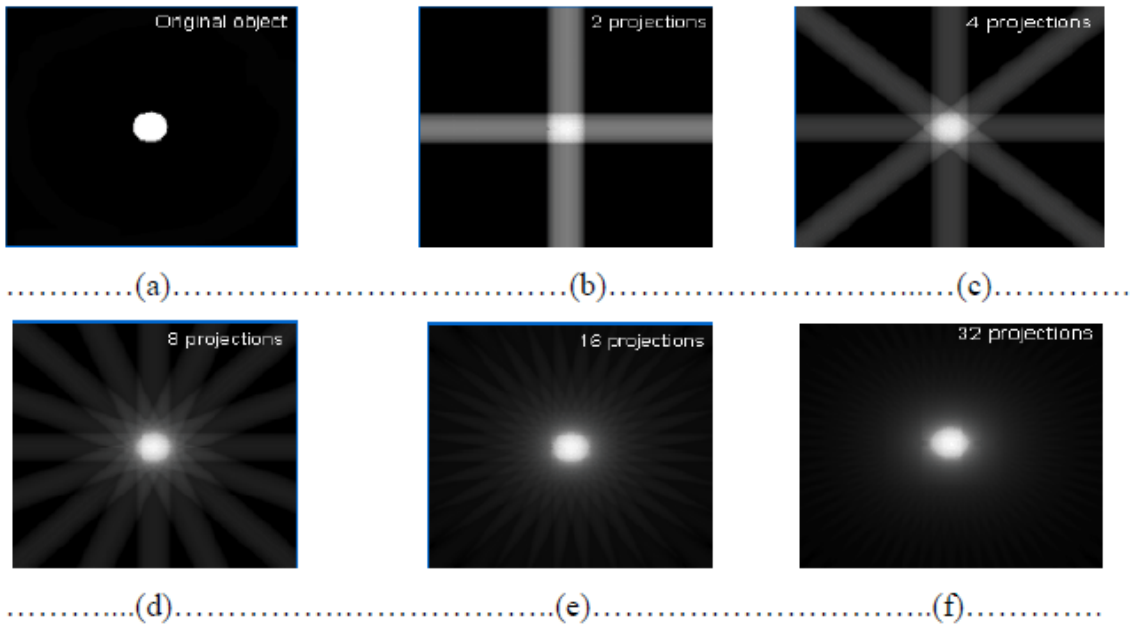


A B

Şekil 11: A: Pencere genişlik ve seviyesi mediasten, kemik ve toraks duvarı yumuşak dokuları izleyebildiğimiz şekilde ayarlanmış, B: Pencere genişlik ve seviyesi akciğer parankimini değerlendirebilecek şekilde ayarlanmış görüntüler (26)

Bir kesit bilgisi için bilgisayarın hafızasında oluşturulmuş ve kesit görüntülerinin elde edileceği görüntü matrislerinde geri yansıtma sonucu her bir projeksiyonun katkısı ile orijinal görüntü, görüntü matrisinde oluşmaya başlar. Orijinal görüntü nokta şeklinde bir obje olarak ele alınılırsa(Şekil 12.a), sadece 0° ve 90° açılarındaki 2 adet projeksiyonun görüntü matrisine geri yansıtılması ile merkezde oluşmaya başlayan görüntü Şekil 12.b'de görülmektedir, bu projeksiyonlara 45° ve 135° açılarındaki projeksiyonlarda eklenir ve 4 tane geri projeksiyon kullanılır ise merkezde geri

yansıtılmalardan dolayı oluşan bir yıldız deseni ile birlikte orijinal görüntü giderek oluşmaya başlar (Şekil 12.c), geri projeksiyon sayısı aynı şekilde 8 (Şekil 12.d) ve 16 (Şekil 12.e)'ya çıkarılır ise merkezde orijinal görüntünün iyice belirginleştiği fakat aynı anda orijinal görüntüde var olmayan yıldız deseninde belirginleşerek büyüdüğü gözlenir, projeksiyon sayısı 32'ye çıkarıldığında ise orijinal görüntü daha detaylı elde edilmiştir (Şekil 12.f).



Şekil 12: a.Orijinal obje, b. 2 projeksiyon, c. 4 projeksiyon, d. 8 projeksiyon, e.16 projeksiyon, f. 32 projeksiyon (27)

Sadece geri yansıtılan projeksiyonlar sonucunda oluşan görüntüde orijinal görüntüde var olmadığı halde oluşan yıldız desene, yıldız-artekaftı adı verilir. Yıldız artefakt geriye projeksiyon sonucu ortaya çıkan bir görüntü kusurudur. Geriye yansıtma işleminde projeksiyon bilgileri tüm piksellere eşit olarak verilmektedir. Görüntünün olmadığı piksellere de bilgi verilmesi nedeniyle yıldız-artefaktı oluşur. Sadece orijinal obje görüntüsünün elde edilebilmesi görüntünün olmadığı piksellerdeki bilgi kaldırılmalıdır. Bu artefaktan kurtulmak için filtre geri projeksiyon (Filtered Back Projection, FBP) geri yansıtma tekniği geliştirilmiştir. Her projeksiyondaki ayrık bilgilere ışın adı verilir. Bu teknikte frekans uzayında yokuş(ramp) fonksiyonu ile tanımlanan filtre, bir pencere fonksiyonu ile beraber kullanılarak her ışın filtre edilir.

Filtre işlemi her ışının merkezi piksellerinin dışındaki kenar piksellere negatif ağırlık verilerek gerçekleştirilir. Sonuçta kesit görüntüsünde bu merkezi piksellerin dışındaki pikseller negatif olacak ve bu negatif değerler ikinci ışından gelen ve yıldız artefaktı oluşturacak pozitif piksel içeriklerini dengeleyecektir. Bu işlem aynı zamanda görüntüye orijinalinde var olmayan bir gürültü ekler. Burada bahsedilen gürültü orijinal obje görüntüsü ile ilgisi olmadığı halde görüntü matrisinde oluşan fazla bilgi katkılarıdır. Özellikle yumuşak doku yani düşük kontrast ayırma gücü ile ilgili çalışmalarda çok kritik bir parametredir ve kalite kontrol testleri içinde mutlaka ölçülmelidir.

2.10 X Işını Bilgisayarlı Tomografi Sistemlerinde Kalite Kontrol Testleri

Kalite kontrol testlerinin amacı birçok nicel ölçüm elde ederek, kurulmuş sistemin üretici tarafından verilen spesifikasyonlara uyumunun kontrol edilmesini sağlamaktır. Üretici firma tarafından verilen bir spesifikasyon dökümanı baz alınarak, bu dökümandaki referans değerlerle karşılaştırma yapılır. Kabul testlerinden elde edilen bilgiler, ileride uygulanacak kalite kontrol testleri için referans oluşturur.

Genelde performans kriterleri üretici firmanın verdiği referans değerler, belirlenmiş yönetmelikler, yönergeler ve bilimsel literatürden elde edilir(28). Bu çalışmada kabul testleri ve rutin kalite kontrol testlerinin limitleri ve ölçümlerin yapılma sıklığını belirlenirken tüm uluslararası kurumların tavsiyeleri dikkate alınmış ve optimum değerler elde edilebilmesi için bir test protokolü ve kabul sınır değerleri verilmiştir. Kalite kontrol testlerini mekanik, dozimetri ve görüntü kalite testleri olmak üzere 3 ana başlıkta toplanmaktadır. Bu çalışmada sadece mekanik testlerin yapılması uygun ve yeterli görülmüştür.

2.10.1 Mekanik Testler

Mekanik testler yapılırken amaç zaman ile veya üretimde cihazın gantry, hasta masası, hasta hizalama lazerleri gibi aksamlarının çalışma doğruluğunun kabul edilebilir sınırlar içerisinde halen çalışır olduğunun kontrolüdür.

2.10.1.1 İç tarama pozisyonlama ışığı ve tarama düzlemi uyum testi

Görüntülenecek organ ile tarama düzlemi arasında bir ilişki kurmak için gantry üzerinde ve içindeki tarama alanı belirleme ışıkları kullanılır. Bu ışıklar tarama düzleminde, sagital ve koronal düzlemlerde 630 nm dalga boylu helyum neon (HeNe) lazer ışıklarıdır(28,29).

2.10.1.2 Koronal ve sagital hizalama ışıkları uyum testi

X ışını bilgisayarlı tomografi sistemlerinin gantrysinin iki adet hizalama ışığı daha vardır. Bu iki ışık gantrynin tam izomerkezinde kesişirler. Burada izomerkez ile; X ışın tüpünün hareket ederken çizdiği, detektör yayının ve gantry boşluğunun çemberlerinin kesişen ortak merkez ifade edilmektedir(28,29).

2.10.1.3 Aksiyel hareket testi

Bu test yapılırken amaç aksiyel taramalar boyunca masanın her taramada eşit ve doğrulukla hareket ettiğinin test edilmesidir(28,29).

2.10.1.4 Helikal hareket testi

Helikal kesit görüntülerinin, X ışın tüpünün sürekli hareketi esnasında masanın gantry içine sabit bir hızla girmesi sonucu elde edildiğinden yukarıdaki bölümlerde bahsedilmişti. Klinikte genelde tüm vücut, toraks, abdominal bölge ve kardiyak amaçlı çalışmalarda tercih edilen helikal harekette aksiyel hareket gibi test edilmelidir(28,29).

2.10.1.5 Masa uzaklık gösterici doğruluğu testi

Her X ışını bilgisayarlı tomografisi sisteminin gantrysinin kontrol odasına bakan kısmında standart olarak masanın gantry içindeki pozisyonunu gösteren bir dijital uzaklık gösterici vardır.

Hastanın art arda ışınlanmasının gerektiği durumlarda tomografi teknisyenleri odaya girmeden kontrol odasından bu dijital göstericiye bakarak çalışmayı yaparlar. Bu nedenle bu göstergenin uzaklığı ne doğrulukla gösterdiği kontrol edilmelidir(28,29).

2.11 Radyoterapi

Radyoterapi yaklaşık yüz yıldır kanserlerin tedavisinde kullanılan yöntemlerden biridir. Kanser hücrelerinin doğrudan ya da dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonla öldürülmesi temeline dayanır. Radyoterapide en önemli kural, tümöre maksimum dozu verirken çevresindeki riskli organların ve sağlıklı dokuların mümkün olan en az dozu almasını sağlamaktır. Bu amacın gerçekleştirilmesine yönelik olarak üç boyutlu konformal radyoterapi (3D CRT), IMRT, organ hareketlerini takip ederek yapılan görüntü takipli radyoterapi (Image Guided Radiation Therapy, IGRT) ve tomoterapi gibi gelismiş teknikler uygulanmaktadır. Bu nedenle radyoterapide, planlanan hedef volümünün doğru bir şekilde ışınlanması büyük önem taşımaktadır.

Konformal radyoterapi ve bu tekniğin geliştirilmesi sonucu oluşan diğer tekniklerde, emniyet marjının küçük tutulmasından dolayı belirlenen hedefin tedavi alanının dışında kalma olasılığını en aza indirmek bugün gelinen nokta açışından büyük önem taşımaktadır. Tedavi sahalarının daha küçük marjlarla belirlenmesi, çok sayıda ışın kullanılması, yüksek dozlara çıkılması bu konunun önemini belirleyen parametrelerdir.

Konformal radyoterapide malign (kötü huylu) hastalığa sahip bir hastanın tedavisi için ilgili organın, sağlıklı doku ve organ volümlerin sınırlarının üç boyutlu olarak belirlenmesi gerekir. Bu volümler:
Tanımlanabilir Tümör hacmi (Gross Tumor Volume, GTV),
Klinik hedef volüm (Clinical Target Volume, CTV),
Planlanan hedef volüm (Planning Target Volume, PTV),
Tedavi hacmi (Treated Volume),
Işınlanan volüm (Irradiated Volume),
Riskli organ (Organs at Risk, OR) ve
Planlanan riskli organ hacmi (Planning Organ at Risk Volume, PRV).

2.12 Bilgisayarlı Tomografinin Radyoterapide Kullanımı

BT radyoterapi tedavi planlamasının vazgeçilmez bir parçasıdır. Üç boyutlu konformal tedavi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi ileri radyoterapi teknikleri BT olmaksızın uygulanamaz(30).

Üç boyutlu konformal tedavi uygulanacak hastanın öncelikle BT kesit görüntüleri elde edilir. Bu görüntüler hem hastanın içyapısı ile ilgili görsel bilgi sağlamakta hem de dokulara ait elektron yoğunluk değerlerini içermektedir. Kesitler bilgisayar ağı aracılığı ile tedavi planlama bilgisayarına aktarılır. Burada tümör ile çevresinde bulunan risk altındaki organların konturları çizilir, daha sonra tedavi planlama bilgisayarında iki boyutlu kesit görüntüleri ardı ardına dizilerek hastanın ve konturu çizilen tüm yapıların üç boyutlu rekonstrüksiyonları elde edilir. Seçilen tedavi şekline uygun olarak, verilecek ışınların gantry açılarına, bağıl ağırlıklarına ve şekillerine karar verilir. Tedavi planlama bilgisayarı bu verilere ve BT'den gelen doku elektron yoğunluk değerlerine dayanarak tümörün çevresinde oluşacak doz dağılımını hesaplar ve üç boyutlu olarak görüntüler. Uygun doz dağılımına karar verilmesi ile tedavi planlama aşaması tamamlanmış olur.

2.13 Radyoterapide Kullanılan Bilgisayarlı Tomografinin Özellikleri

BT simülatör; diagnostik BT cihazı, BT bilgisayar konsolu, sanal simülasyon yazılımı (software), lazer işaretleme sistemi, basılı kopya cihazlarından oluşur. Network sistemi ile desteklenmesi ise son derece yararlıdır. BT ile alınan kesitlere target volüm ve kritik organlar yerleştirilerek sanal hasta oluşturulur, simülasyon yazılımı konvansiyonel simülatörlerin fonksiyonlarını kullanıcıya sunarak simülasyon yapılabilmesini sağlar. Simülasyondan sonra veriler üç boyutlu tedavi planlama sistemine gönderilerek işlem tamamlanır. DRR (Digitally reconstructed radiographs)'lar ise kağıt veya film üzerine bastırılır. BT kesitleri alınırken konan işaretler ve lazer işaretleyicileri hasta üzerine transfer edilen alanlar yardımı ile hasta tedaviye alınır. Simülasyon ve tedavi sırasında hastanın yatış pozisyonu aynı olmalıdır. Hastadan tedavi olacağı pozisyonda kesitlerin alınabilmesi için gantry genişliği mümkün en büyük açıklıkta olmalıdır. Aksi halde vücut konturu farklı olacaktır. Uygun çap 70 cm ve daha fazlasıdır. BT cihazı, simülatör cihazlarında olduğu gibi lazer işaretleme olanağı bulunmalıdır. BT masası tedavi cihazlarında olduğu gibi düz olmalıdır. Konkav hasta

masası vücut konturunu ve organların pozisyonunu etkiler ve ışınlanacak volüm ciddi anlamda farklılık gösterir. Masanın düşey hareketi olmalıdır. Hastanın dış konturunun tam alınabilmesi için rekonstürüksiyon alanı mümkün olduğunca büyük olmalıdır. 3D planlama fazla sayıda kesit gerektirir. Taranacak volümün uzunluğunun artması kesit sayısını ve buna bağlı olarak toplam süreyi de arttıracaktır. Kesitlerin alınması sırasında ise hasta pozisyonunda değişiklik olmamalıdır. Bu nedenle kısa sürede fazla kesit alabilen spinal tomografi cihazları tercih edilir. Farklı düzlemlerde rekonstürüksiyon yapılabilmelidir. AP/Lateral topogram yapılabilmelidir. BT sayılarındaki hassasiyet ve doğruluk yüksek olmalıdır. BT sayıları elektron yoğunluğuna çevrilebilmelidir. Metal protezlerin neden olduğu artefaktlar azaltılabilmelidir. Bu nedenle artefaktlar geometrik ve BT sayılarındaki doğruluğu etkiler. Sanal simülasyon işleminde izosantr derinliğinin otomatik tayin edilmesi ve doğruluk derecesi önem taşır(31).

2.14 Radyoterapi Planlaması

Görüntülerin aktarılmasından sonraki aşama, tedavi planlama yazılımında tümör ve normal dokuların konturlanması işlemidir. Bu işlem ile hedef volüm ve çevre sağlıklı yapıların konumları belirlenmiş olur. Daha sonra hastanın kaç ışın demeti ile tedavi edileceği ve bu ışınların vücuda hangi açılardan gireceğine karar verilir. Her ışın demeti gerek kurşun bloklar yardımıyla gerekse çok yapraklı kolimatörler kullanılarak şekillendirilir ve sağlam yapıların korunması sağlanır.

Uygulanacak günlük doz değeri planlama yazılımına girildikten sonra, bilgisayarın hesapladığı doz dağılımı incelenir. Tümörlü bölgede homojen bir dağılım elde etmek ve çevre yapılardaki dozu azaltmak için belirli ışınlarda “wedge” adı verilen kama şekilli filtreler kullanılır veya ışınların bağıl ağırlıkları değiştirilir. Homojen doz dağılımı incelendikten sonra hedef ve kritik organlara ait doz volüm histogramı çizdirilir. Doz-volüm histogramı hangi anatomik yapının, hangi hacminin hangi dozu aldığını gösteren bir eğridir. Bu eğri tedavi planlama yazılımı tarafından otomatik olarak çizilir.

International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) 50 no’lu raporunda, hedef hacim içindeki doz homojenitesinin belirlenen tedavi dozunun -%95’i ile +%107’si arasında olması gerektiği belirtilmiştir.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Hasta boyutları ve bu boyutlara bağlı hasta poziyonu ayarlamaları BT simülasyon sırasında kısıtlayıcı faktörler olmuştur. Bu sıkıntı BT gantry açıklığının yarıçapının küçüklüğünden kaynaklanır. Bu açıklık genelde 65-70 cm 'dir. Bu durum hasta tedavilerinde potansiyel tedavi hatalarına sebebiyet vermektedir. Yeni nesil tarayıcılar ile bu hataların oluşumu önemli ölçüde azaltılabilir.

sFOV alanı dışında kalan vücut dokusunun taranması sonrasında görüntü oluşumu için gerekli olan bilgi eksik kalır. Ve ne kadar sFOV alanından uzaklaşılırsa eksik bilgide o ölçüde artar. Radyoterapi tedavi planlaması için kullanılan aksiyal görüntüler üzerinde sonradan düzeltme algoritmaları ile oluşan artefaktlar azaltılır. Piksel yoğunluklarının yanlış tanımlanmasının yol açtığı olumsuz etkiler anatomik yapının yanlış tanımlanmasına ve elektron yoğunluğu tabanlı doz hesaplamalarında hatalara sebep olur(8,9).

BT görüntüleri Siemens Somatom BT tarayıcı kullanılarak elde edilmiştir. Gerçeğe yakın optimum sonuçların elde edilmesi için AAPM(The American Association Physicists in Medicine) raporları doğrultusunda BT kalite kontrol testleri yapılmıştır. Oncentra Masterplan tedavi planlama sistemi eFOV görüntü artefaktlarının dozimetriye etkisinin incelenmesinde kullanılmıştır. BT fantomu ve Rando fantomlardan farklı lateral yerleşimler ile alınan görüntüler tedavi planlama sistemine aktarılmıştır. Tedavi planlama sisteminin otomatik dış kontur çizdirme özelliği kullanılarak dış kontur belirlenmiştir. Fantomlar lateral düzlemde amaca uygun şekilde kaydırılarak eFOV bölgesine taşması sağlanmıştır. BT numarası değişimleri ve vücut konturunda oluşan distorsiyon gözlemsel olarak incelenmiştir. Alınan merkezi referans görüntüsüne göre vücut konturundaki sapma oranları alınarak SSD (kaynak-cilt mesafesi)'ye olan etkisi bulunmuştur. SSD sapmasının maksimum olduğu kesitte hayali bir tümör oluşturulmuş ve radyasyon demetlerinin merkezi hayali tümörün merkezine tanımlanmıştır. Doz normalizasyon noktası izosentr'da seçilerek Oncentra Masterplan TPS(tedavi planlama sistemi) ile MU(monitör unit-tedavi süresi) hesaplandırılmıştır. Oluşturulan hayali tümörün sadece ortasında ve bu tümör hacminin medyanındaki doz, tüm tedavi planları için kaydedilip karşılaştırılmıştır.

3.1 Araştırmanın Tipi

Yapılan araştırma, geniş hasta boyutları veya yanlış pozisyonlanma sonucunda eFOV alanına giren vücut konturu ve anatomik yapı konturlarındaki değişim ile BT numarası distorsiyonunun değerlendirilmesi, meydana gelebilecek değişimin doz hesabına olan etkisinin incelenmesine dayanan deneysel bir çalışmadır.

3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma 01.04.2012 - 30.07.2012 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilimdalı'nda gerçekleştirilmiştir. 01.04.2012 – 01.05.2012 tarihleri arasında yapılması planlanan araştırma ile ilgili literatür taraması yapılmıştır. 01.05.2012 – 01.06.2012 tarihleri arasında BT cihazı mekanik kalite kontrol testleri yapılarak amaca uygun şekilde fantom görüntüleri elde edilmiştir. 01.06.2012 – 15.07.2012 tarihleri arasında elde edilen görüntüler üzerine organ ve dokular konturlanmış ve uygun tedavi planları oluşturularak oluşturulan planlar alanında uzman hekimlerce değerlendirilmiştir.

3.3 Çalışma Materyalleri

Bu araştırmada BT görüntülerinin elde edilmesi için Siemens Somatom BT tarayıcı, görüntülerinin alınması için Mini QC BT fantom ve Rando fantom ile beraber tedavi planlarının oluşturulması ve doz hesaplarının yapılması için Oncentra Masterplan TPS kullanılmıştır.

3.3.1 Mini BT QC Fantom

BT numarasında meydana gelecek değişimleri incelemek için Nuclear Associates model 76-430 BT QC fantom kullanılmıştır(Şekil 13). Fantomda farklı doku eşdeğeri ilave aparatlar vardır. Bunlar 2,4 cm kalınlığında, 2,9 cm çapında 6 tane parçadan oluşur. Bu parçalar kemik, akciğer, naylon, polikarbonat, polietilen ve plastik su eşdeğeri yoğunluktadırlar. Bu parçaların relatif elektron yoğunlukları sırasıyla 1,7808, 0,2359, 1,1420, 1,1308, 0,9491 ve 1,0272' dir. Sahip oldukları fiziksel boyutlar ile akrilik fantom gövdesinde bulunan deliklere sığacak şekilde üretilmiştirler.



Şekil 13: Mini QC BT fantom (32)

3.3.2 Alderson Rando Fantom

Dozimetrik ölçümlerde katı fantom, su fantomu ve insan eşdeğeri olan fantomlar kullanılmaktadır. İnsan eşdeğeri olan fantomlardan en bilineni 30 yılı aşkın bir süredir kullanılan ve tüm dünyadaki sayıları yaklaşık 2000 olan Alderson Rando Fantomlardır (Şekil 14).



Şekil 14: Alderson Rando fantom (33)

Rando fantom vücut dokusu, kemik, akciğer ve hasta boşluklarına benzer materyallerden oluşmuştur. Rando materyalleri X-ışını ve elektronlar için insan dokusunun radyasyona karşı eşdeğeridir. Rando fantomun radyasyona karşı

eşdeğerliliği, en düşük teşhis enerjisinden en yüksek tedavi enerjisine kadar bütün aralığı içermektedir. Rando fantomda yumuşak doku, kemik ve akciğerler doğal yumuşak doku, kemik ve akciğer yoğunluğundadır. Yumuşak dokular ısı ile sertleşmiş ve sentetik bir maddeden olan rando plastiktir. Etkin atom numarası 7,30 ± % 1,25 ve kütle yoğunluğu 0.985 ± %1,25 g/cm3'tür. Akciğerlerin etkin atom numarası da yumuşak dokuda olduğu gibi 7,30'tür. Rando kemikleri doğal insan kemikleridir ve insan vücudunda bulunan boşluklar mevcuttur. Fantom kalınlıkları 2,5 cm olan 32 adet yatay kesite ayrılmıştır. Her bir kesitte içindeki tıpalar çıkarıldığında TLD yerleştirmeye elverişli hale gelen delikler bulunmaktadır. Rando plastiği, radyasyon ve fiziksel değişimlere karşı çok duyarlıdır. Çalışmamızda kullanılan 100 cm uzunluğunda ve 50 kg ağırlığındaki kadın fantomun kol ve bacakları bulunmamaktadır(34).

3.3.3 'Siemens SOMATOM Emotion Duo' Marka Bilgisayarlı Tomografi Ünitesi

Fantom görüntülerinin elde edilmesinde Radyasyon Onkolojisi bölümünde mevcut olan Siemens Somatom Emotion Duo model BT simülatör tarayıcı kullanılmıştır(Şekil 15). Rando fantomda, 5mm kesit kalınlığında abdomen ve toraks çekim protokolüyle görüntüler alınmıştır.



Şekil 15: 'Siemens SOMATOM Emotion Duo' Marka BT Ünitesi

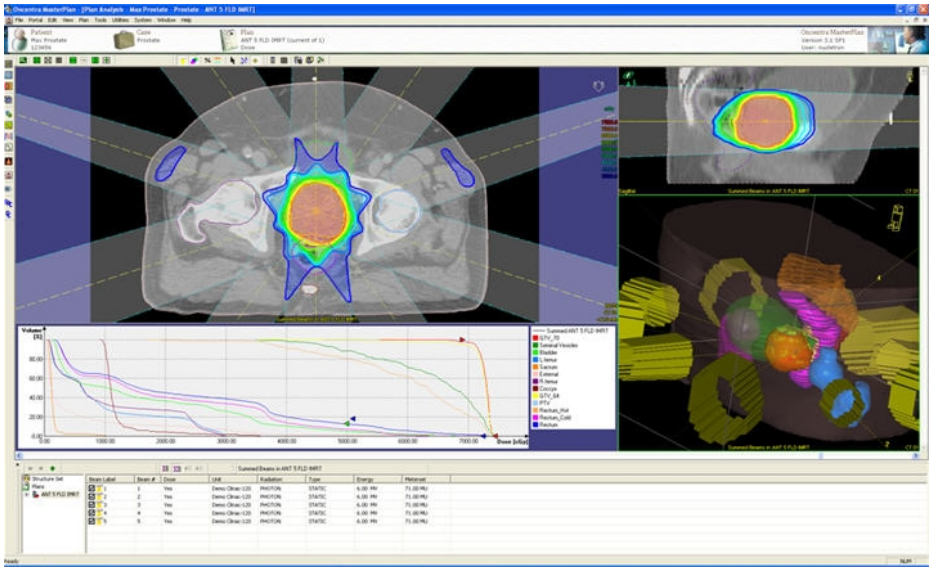
Cihazın teknik olarak;

- ✓ Minimum enerji ihtiyacı 110 V
- ✓ 1GB RAM ile veri depolama
- ✓ 0.1-10 mm aralıklarında istenen değerde kesit kalınlığında tarama
- ✓ 70 cm görünen gantry açıklığı
- ✓ 50 cm maksimum görüntü oluşumunun gerçekleştiği açıklık
- ✓ DICOM 3 protokolü ile çekim
- ✓ 26 kW (opsiyonel 40kW) x ışını tüpü jeneratör kapasitesi
- ✓ 3.8 mhu (opsiyonel 5.3 mhu) x ışını tüpü ısı kapasitesi
- ✓ 15.5 lp/cm uzaysal çözünürlük
- ✓ 1 s görüntü oluşturma süresi
- ✓ 0.8-1 s arasında bir tam devir

özelliklerine sahiptir(35). Geniş BT gantry açıklığı, çeşitli radyoterapi planlama süreçleri için taramada esneklik sağlar. Geniş hastalarda, immobilizasyon cihazı veya yaşam destek malzemesi bulunan hastalarda gantry açıklığı önem kazanmaktadır. Siemens cihazında görüntünün oluşabildiği maksimum genişlik olan eFOV 70 cm'dir. Ancak x ışını tüpünden çıkan ışınların geometrisi sebebiyle(Şekil 21, bkz.syf 40) standart görüntünün oluştuğu açıklık sFOV 50 cm'dir. Hasta boyutu veya yanlış pozisyonlamadan kaynaklı sFOV dışına taşan hastanın görüntülerinde eFOV alanı içine girdiği bölümlerinde uzaysal çözünürlükte bozulmalar, gürültü, BT sayısında değişim gibi sorunlar ortaya çıkmaktadır.

3.3.4 'Oncentra Masterplan' Tedavi Planlama Sistemi

Araştırma sürecinde elde edilen görüntüler üzerinde ilgili organ ve dokularda konturlama ve tedavi planlama işlemleri Oncentra Masterplan tedavi planlama bilgisayarında yapıldı(Şekil 16).



Şekil 16: Oncentra Masterplan tedavi planlama sistemi (36)

Oncentra Masterplan yazılımı BT görüntülerini bilgisayar ağı üzerinden alabilen ve bu görüntüleri üç boyutta düzenleyerek konformal tedavi planlamasına olanak sağlayan bir programdır. Oncentra Masterplan bilgisayarlı tomografiden gelen doku elektron yoğunluk değerlerini kullanarak, radyasyonun farklı dokular içinden geçerken meydana getireceği farklı saçılmaları hesaplar ve böylece daha hassas tedaviler uygulanmasına olanak sağlar. Oncentra Masterplan tedavi planlama sistemi Collapse Cone, Pencil Beam ve Monte Carlo doz hesaplama algoritma yazılımlarına sahiptir.

3.4 Araştırmanın değişkenleri

Radyoterapi tedavi planlama sisteminde yüksek çözünürlük ve yüksek doğrulukla anatomik yapının tanımlandığı üç boyutlu görüntülerin ihtiyacı için BT cihazı yaygın olarak kullanılmaktadır. BT, tedavi yaklaşımlarının hasta sonucunu pozitif etkiye dönüştürmesi için oldukça yarar sağlar. Hasta boyutları ve bu boyutlardan kaynaklı hasta yatış pozisyonları BT simülasyon sırasında kısıtlayıcı faktörlerdir. Bu faktörler BT gantry açıklığının küçüklüğünden kaynaklanır (65-70 cm). Hasta tedavisinde potansiyel tedavi hatalarına sebep olur. Yeni nesil tarayıcılar bu hataları minimuma indirecek algoritmalara sahiptir.

Çoğu tarama şartları altında hastanın veya objenin taranan bölümleri BT dedektörleri tarafından ölçülebilecek hacim dışına taşabilir. Onkolojik tedavi planlama sürecinin bir bölümünde BT görüntüleri oryantasyonun tanımlanmasında, boyut

tanımlamasında ve radyasyon demetinin yoğunluğunun belirlenmesinde kullanılır ki, tümör ve çevresine yeterli dozu verirken hassas dokular radyasyondan büyük ölçüde korunabilsin. Hasta BT cihazında tedavi masasında yatacağı şekilde konumlandırılır. Hastanın bazı vücut bölümleri sıklıkla dedektörlerin etkin çalışma aralığı olan FOV alanının dışında kalır. Bu durum rutin radyolojik taramalarda da sıklıkla görülür. Sebebi ise ya hasta çok geniştir ya da teknikerler tarafından yanlış konumlandırılmıştır. Hemen hemen tüm görüntü oluşturma algoritmaları 'filtered backprojection' tabanlı yazılmıştır. Bu algoritmaya göre taranan objenin standart tarama alanı yani sFOV içinde yer alması gerekmektedir. Bu şart sağlanmadığında ise alan kenarlarında görüntü artefaktlarının meydana gelmesi kaçınılmaz olur(37). Hasta tedavi planlama sistemlerinde bulunan doz hesaplama algoritmaları BT verilerin kullanarak doz ve süre hesabı yapar. Alan kenarlarında oluşan BT datalarındaki keskin değişim seçilen noktadaki datanın yanlış olmasına ve bunun sonucunda tam doğru olmayan tedavi dozu ve tedavi süresine sebep olur. Yapılan çalışmalar standart görüntü alanı olan sFOV ile genişlemiş görüntü alanı olan eFOV alanlarında seçilen bölgelerde görüntü rezolüsyon değerlerinde de anlamlı farklılıklar olduğunu göstermektedir(38).

3.5 Veri toplama araçları

sFOV alanından eFOV alanına taşan vücut dokusu sonucunda elde edilen görüntüde meydana gelen artefakt ve BT numarası değişimlerini incelemek üzere 'Nuclear Associates' model 76-430 BT QC fantom kullanılmıştır. Meydana gelen bu artefaktların ve bu artefaktlardan kaynaklanan BT numarası değişimi, dış kontur değişimi gibi olumsuzlukların radyoterapi planlamasında hesaplanan doza etkisini incelemek üzere Alderson Rando Fantom kullanılmıştır. Görüntüler üzerinde BT numaralarını okuyabilmek, elde edilen Rando fantom görüntülerinde ilgili organ ve dokuların konturlarını çizebilmek, oluşturulan hayali tümörlere tedavi edici planların hazırlanıp değerlendirilmesi esnasında Oncentra Masterplan tedavi planlama sistminden faydalanılmıştır. Elde edilen veriler Tablo 1 de gösterilen veri kayıt formlarında ilgili bölümlere not edilmiştir.

	6 MV		*18 MV*	
Akciğer	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan (cGy)***	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan (cGy)***
GTV1				
GTV2				
GTV3				
GTV4				

(A)

	6 MV		*18 MV*	
Prostat	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan(cGy)***	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan (cGy)***
1 Numara				
2 Numara				
3 Numara				

(B)

Tanjansiyel Meme	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan(cGy)***
1 Numara		
2 Numara		
3 Numara		

(C)

Tablo 1: Veri kayıt formu örnekleri: A; akciğer yerleşimli, B; prostat yerleşimli, C; meme yerleşimli tümörler için

3.6 Araştırmanın Planı ve Takvimi

Bölüm 3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı kısmında ayrıntılarıyla anlatılan çalışma basamakları, bu bölümde şematik olarak gösterilmiştir.

Literatür taraması

01.04.2012 – 01.05.2012

↓

BT cihazı mekanik kalite kontrol testleri

01.05.2012 – 15.05.2012

↓

Fantom görüntülerinin elde edilmesi ve değerlendirilmesi

15.05.2012 – 01.06.2012

↓

Görüntüler üzerinde organ ve doku konturlanması ve uygun tedavi planlarının oluşturulması,

15.06.2012 – 01.07.2012

↓

Verilerin Analizi ve Değerlendirmesi

01.07.2012 -15.07.2012

↓

Yazım

15.07.2012 – 30.07.2012

3.7 Verilerin Değerlendirilmesi

Öncelikle standart görüntünün oluştuğu 50 cm çaplı alan dışına çıkıldığında görüntüde ve BT numaralarında meydana gelen değişimi incelemek için içerisinde farklı yoğunlukların bulunduğu QC BT fantomunun merkezi gantry merkezi ile çakıştırılarak görüntü elde edildi(Şekil 20,A). Sonrasında fantom -x yönünde lateralde fantomun merkez noktası gantry merkezinden 20 cm uzaklıkta olacak şekilde kaydırıldı(Şekil 20,B). Yoğunlukları farklı olan bölümlerin içerisinde 1,6x1,6 cm^2'lik farklı alanlarda BT numaraları okunarak ortalamaları alındı. Lateralde kaydırma sonrası elde edilen görüntüde de aynı işlemler tekrarlandı. Merkez dışı görüntüden elde edilen ortalama BT numaraları ile merkezde elde edilen BT numaraları karşılaştırılarak aralarındaki fark incelenmiştir. Rando fontom ile BT de merkezde ve lateral

kaydırılarak eFOV alanı içine girdirilerek elde edilen görüntüler Oncentra Masterplan tedavi planlama bilgisayarına aktırılıp gerekli konturlama işlemleri yapıldıktan sonra oluşturulan hayali tümörleri tedavi etmeye yönelik tedavi planları yapılmıştır. Hayali tümörlerin oluşturulması sonraki bölümlerde detaylı anlatılacaktır. Yapılan planlamalarda tümörün merkezinde ve tümör hacminin ortalamasındaki dozlar okunmuş ve okunan bu dozların belirlenen bölgelere verilmesi için ihtiyaç duyulan tedavi süresi, tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanmıştır. Sonrasında lateralde kaydırılarak eFOV alanına taşan görüntülerde de aynı işlemler tekrarlanmış fakat farklı olarak merkezde izlenen süreçte elde edilen tedavi süreleri 'forward' olarak girilmiş ve hayali tümörün ortasına ve yine hayali tümör hacminin ortalamasına iletilen dozlar okunarak karşılaştırılmıştır.

3.8 Araştırmanın Sınırlılıkları

Yapılan bazı benzer çalışmalarda farklı planlama tekniklerini de kendi içerisinde karşılaştırmak adına yoğunluk ayarlı radyoterapi(IMRT) ve hacim ayarlı ark tedavisi(VMAT) teknikleriyle elde edilen planlama sonuçları üç boyutlu konformal tedavi ile de karşılaştırılarak araştırmalar daha da kapsamlı hale getirilmeye çalışılmıştır. Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde dört adet tedavi planlama bilgisayarı bulunmaktadır. Bunlardan yalnızca bir bilgisayarda IMRT tedavi planları oluşturulabilmektedir. Klinikte bulunan cihazların VMAT modalitesine uygun olmaması ve hasta yoğunluğundan dolayı IMRT yapılan bilgisayarın uzun süreli meşgul edilememesi nedeniyle farklı planlama tekniklerini kendi aralarında karşılaştırma olanağı sağlayamadık. Böylece bu çalışma üç boyutlu konformal tedavi planlaması sonuçlarının değerlendirilmesi ile sınırlandırılmıştır.

3.9 Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 02.08.2012 tarihli ve 2012/26-18 sayılı karar ile; 673-GOA protokol numaralı 'Geniş Alan BT Taramalarında Alan Kenarlarında Oluşan Görüntü Artefaktlarının Radyoterapi Planlamasında Hesaplanan Doza Etkisi' isimli araştırmanın onayı alınmıştır. Onay ekte sunulmuştur.

3.10 BT Mekanik Kalite Kontrol Testlerinin Yapılması

Mekanik testler yapılırken amaç zaman ile veya üretimde cihazın gantry, hasta masası, hasta hizalama lazerleri gibi bileşenlerinin çalışma doğruluğunun kabul edilebilir sınırlar içerisinde halen çalışır olduğunun kontrolüdür.

3.10.1 İç tarama pozisyonlama ışığı ve tarama düzlemi uyum testinin yapılışı

İç hizalama ışığı ve tarama düzleminin uyum kontrolünün yapılabilmesi için bir adet radyoterapi filmi ve bir adet iğneye ihtiyaç vardır.

Kontrol için aşağıdaki adımlar izlenmiştir;

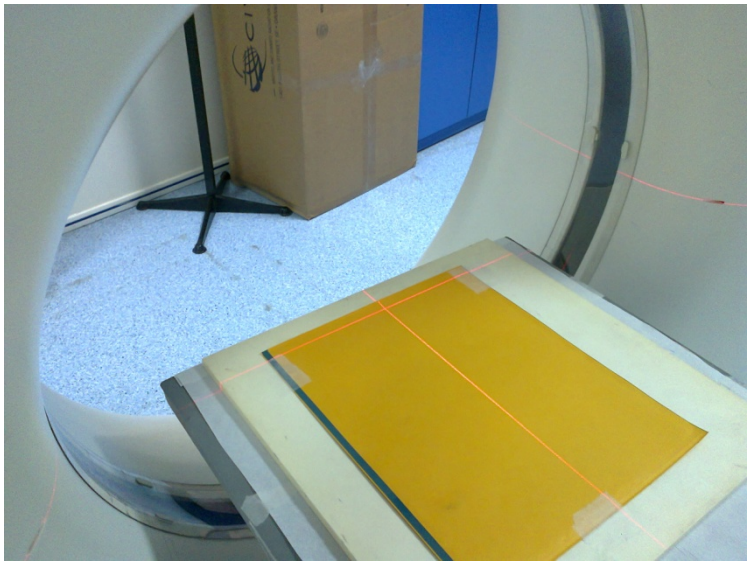
1- Radyoterapi filmi masanın başına sabitlendi(Şekil 17).

2- İç hizalama ışığı filmin üzerine düşürüldü.

3- İç hizalama ışığını film üzerinde düştüğü yerler, merkez, sağ ve sol olmak üzere en az 3 yerden iğne ile delinerek işaretlendi.

4- Sistemin izin verdiği en dar kesit kalınlığı ile tek kesitlik bir tarama yapıldı.

5- Işınlama parametreleri 120-140 kVp ve 50-100 mAs arasında seçildi(28,29).



Şekil 17: Radyoterapi filminin masa başına sabitlenmesi

Film banyo edildikten sonra tarama düzlemi film üzerinde görünür hale gelmiştir. İğne ile delinmiş delikler tarama düzlemini ortalamış olması beklenmekteydi.

3.10.2 Koronal ve sagital hizalama ışıkları uyum testinin yapılışı

Testin yapılabilmesi için bir kalem ve onu yükseltmek için bir desteğe ihtiyaç vardır.

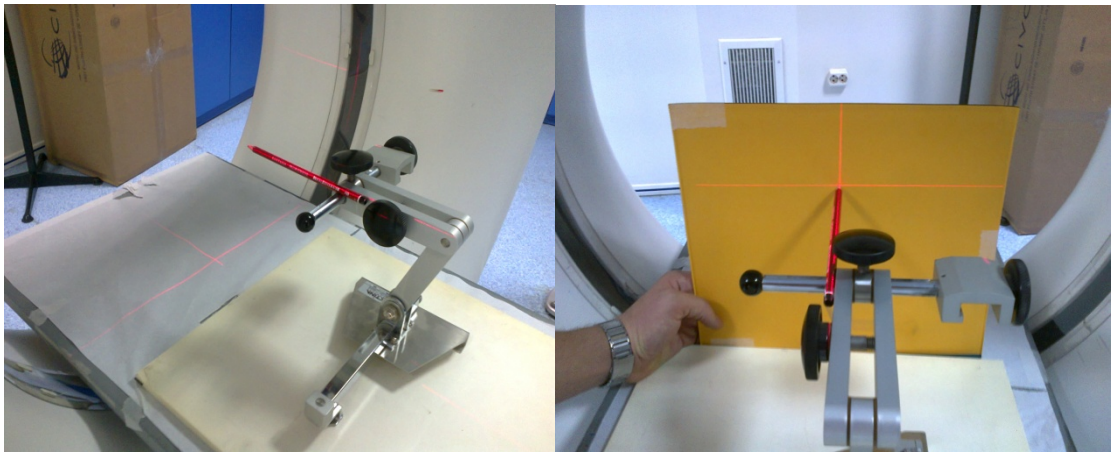
Ölçüm için aşağıdaki adımlar izlenmiştir;

1- Kalem boylamasına hasta masasının üstünde sagital ve coronal tarama hizalama ışıklarının kesiştiği noktaya yerleştirildi(Şekil 18).

2- Kalemin tam bu kesişim noktasına denk gelmesi için altından bir destek ile sabitlendi.

3- Kalem boyunca küçük bir görüntüleme alanı seçilerek seri bir tarama yapıldı(28,29).

Elde edilen kesit görüntülerinde yüksek soğurum veren kalemin kurşun kısmı bir nokta şeklinde görülmüştür. Bu görüntü tam merkezde (x=0, y=0) olması beklenmekteydi.



Şekil 18: İzomerkeze yerleştirilen kurşun kalem

3.10.3 Aksiyel hareket testinin yapılışı

Testin yapılabilmesi için zarflı radyoterapi filmi, hasta ağırlığını benzeşiminin yapılabilmesi için en az 70 kg. ihtiyaç vardır. Ağırlık masaya homojen şekilde dağıtılır.

Ölçüm için aşağıdaki adımlar izlenmiştir;

1- Zarflı radyoterapi filmi masa başına sabitlendi.

2- Peş peşe, aralarında en az bir kesit kalınlığı boşluk kalacak seri bir aksiyel tarama, ışınlama parametreleri 120-140 kVp, 300-400 mAs ile yapıldı(28,29). Film banyo edildikten sonra taramalar, film üzerinde görünür hale geldi. Tarama aralıklarının birbirinden eşit uzaklıkta olduğu cetvelle ölçülerek doğrulandı.

3.10.4 Helikal hareket testinin yapılışı

Testin yapılabilmesi için 30 cm uzunluğunda 1 cm kalınlığında pleksiglass bir plaka, hasta ağırlığının benzeşiminin yapılabilmesi için en az 70 kg ağırlık ve iki adet yüksek azalım veren ince metal parçasına ihtiyaç vardır.

Ölçüm için aşağıdaki adımlar izlenmiştir;

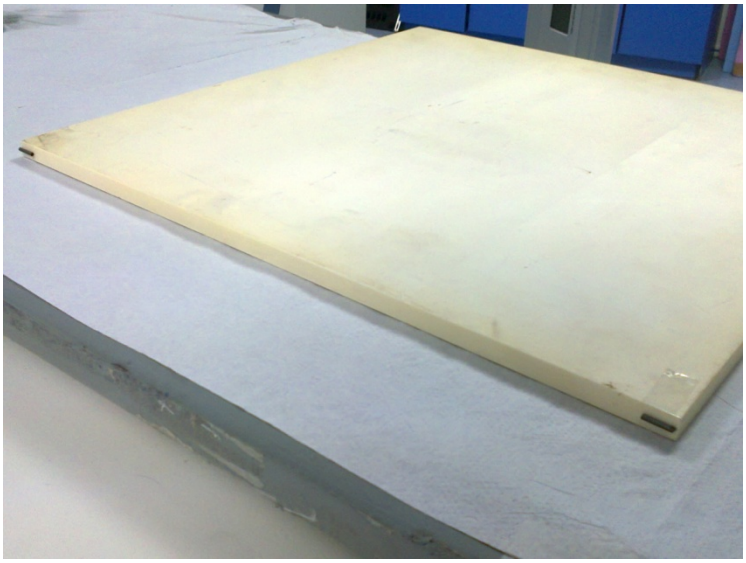
1- İnce metal parçaları pleksiglass plakanın her iki ucuna sabitlendi(Şekil 19).

2- 70 kg ağırlık masanın üzerine yerleştirildi.

3- Plaka hasta masasının üzerine sabitlendi.

4- Masa gantry izomerkezine yükseltildi.

5- Her iki metali de içine alacak bir helikal tarama yapıldı(28,29). Eğer helikal hareket düzgün çalışıyor ise elde edilen birinci ve sonuncu görüntülerde her iki metalde görünür olmalısı beklenmekteydi.



Şekil 19: İnce metal parçaların pleksiglass plakanın uçlarına sabitlenişi

3.10.5 Masa uzaklık gösterici doğruluğu testinin yapılışı

Testin yapılabilmesi için en az 3 metre uzunluğunda bir uzunluk ölçer, hasta ağırlığının benzeşiminin yapılabilmesi için en az 70 kg ağırlık ve yapıştırıcı bantta ihtiyaç vardır.

Ölçüm için aşağıdaki adımlar izlenmiştir;

1- Hasta masasının üzerine 70 kg ağırlık yerleştirilir ve masa gantry'nin izomerkezine yükseltildi.

2- Masa başı tam olarak iç hizalama ışığına denk gelecek şekilde masa hareket ettirildi.

3- Uzunluk ölçer bant yardımıyla masa başına sabitlendi.

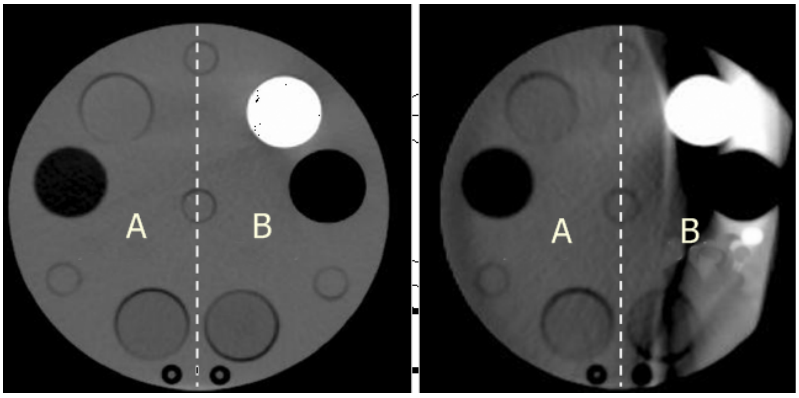
4- Gantry üzerindeki dijital gösterge sıfırlandı.

5- Masa içten dışa ve dıştan içe olmak üzere her iki yönde hareket edebileceği son konuma kadar hareket ettirildi.

6- İçten dışa ve dıştan içe harekette uzunluk ölçerden okunan değerler ölçülen, dijital göstergeden okunan değerler ise okunan değerler olarak not edildi(28,29). Her 20 cm de bir uzunluk ölçer ile dijital gösterge değerleri okunarak tolerans sınırlar içerisinde olduğu gözlemlendi.

3.11 Görüntülerin elde edilmesi

sFOV alanı dışına çıkıldığında oluşan görüntüde meydana gelen artefaktı gözlemlemek ve BT numaralarında meydana gelen değişimi incelemek için QC BT fantomunun merkezde ve merkezden 20 cm lateralde kaydırılarak elde edilen görüntüsü şekildeki gibi olmuştur. Elde edilen görüntülerde eFOV alanından kaynaklanan artefakt gözle görülür şekilde oluştuğu gözlemlendi.

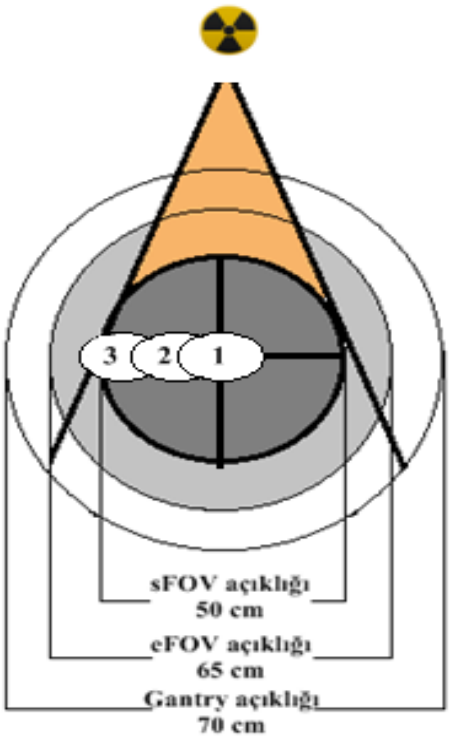


Şekil 20: Mini QC BT fantomunun (i) merkezde, (ii) eFOV alanı kenarındaki görüntüsü

Elde edilen görüntüler tedavi planlama bilgisayarına aktarılarak 'region of interest-ROI' BT numarası okuma özelliği kullanıldı. Fantomda bulunan kemik, akciğer, naylon, polikarbonat, polietilen ve plastik su eşdeğeri yoğunlukların bulunduğu bölümlerde 1,6x1,6 cm^2'lik farklı alanlarda BT numaraları okunarak ortalamaları alındı.

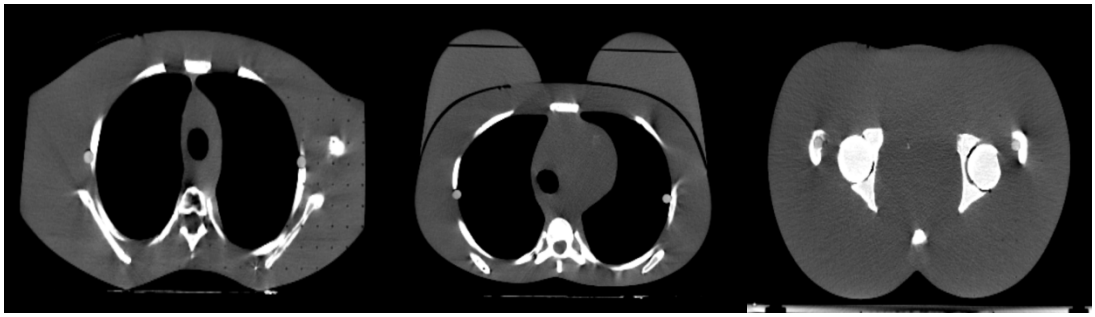
Şekil 21'de eFOV, sFOV ve görünen gantry açıklığı ve Rando fantomun pozisyonlandırılması şematize edilmiştir. Pozisyon 1, görüntü artefaktının oluşmadığı

BT numarası ve vücut konturu karşılaştırması için referans alınan görüntülerin elde edildiği pozisyondur. Pozisyon 2, 50 cm olan sFOV alanı kenarına dayandırılmak üzere merkezden 8 cm lateral kaydırılan pozisyondur. Bu pozisyonda alan kenarında minimal görüntü artefaktları oluşmuştur. Pozisyon 3, 50cm olan sFOV alanından eFOV alanına taşırmak amaçlı merkezden 12 cm lateral kaydırılarak elde edilen pozisyondur.

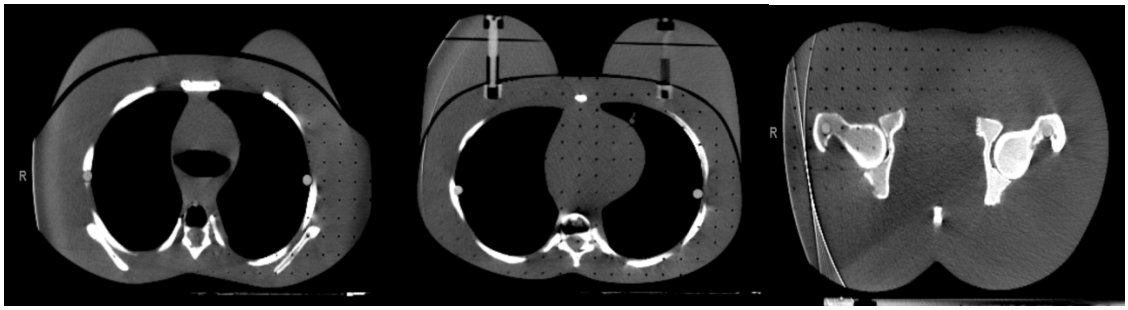


Şekil 21: BT gantry şeması ve fantom görüntülerinin elde edildiği pozisyonlar

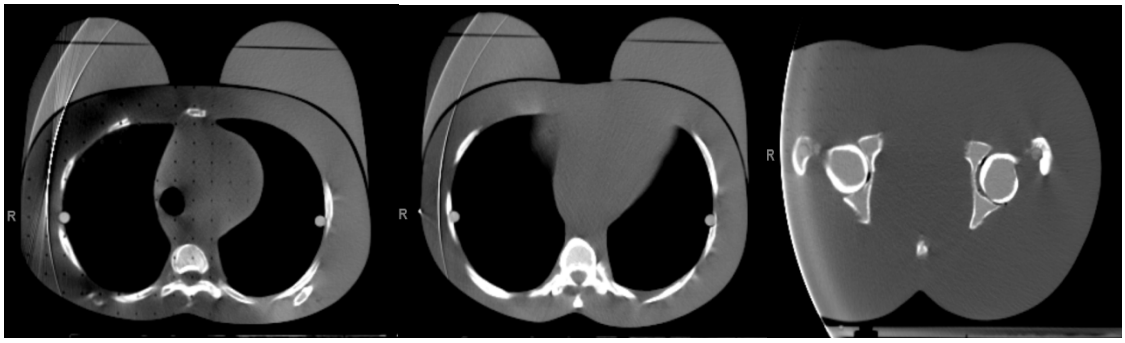
Siemens Somatom Emotion model BT tarayıcı ile rutin toraks çekim parametleri kullanılmıştır. Yani; 130 kV, 60 mAs, dönüş süresi 0,8 s/1devir, kazanç 2×4 mm, kesit kolimasyonu 4 mm, kesit kalınlığı 5 mm, pitch faktör 2, $CTDI_{vol}$ 6,5 mGy, efektif doz erkek için 3,36 mSv kadın için 4,17 mSv'tir(24). Belirtilen çekim parametreleri ile şekilde gösterildiği gibi 1, 2 ve 3 pozisyonlarında BT görüntüleri elde edildi.



Şekil 22: Merkezde pozisyonlandırılan fantom görüntüleri (pozisyon 1)



Şekil 23: -x yönünde lateralde merkezden 8 cm kaydırılarak elde edilen fantom görüntüleri (pozisyon 2)

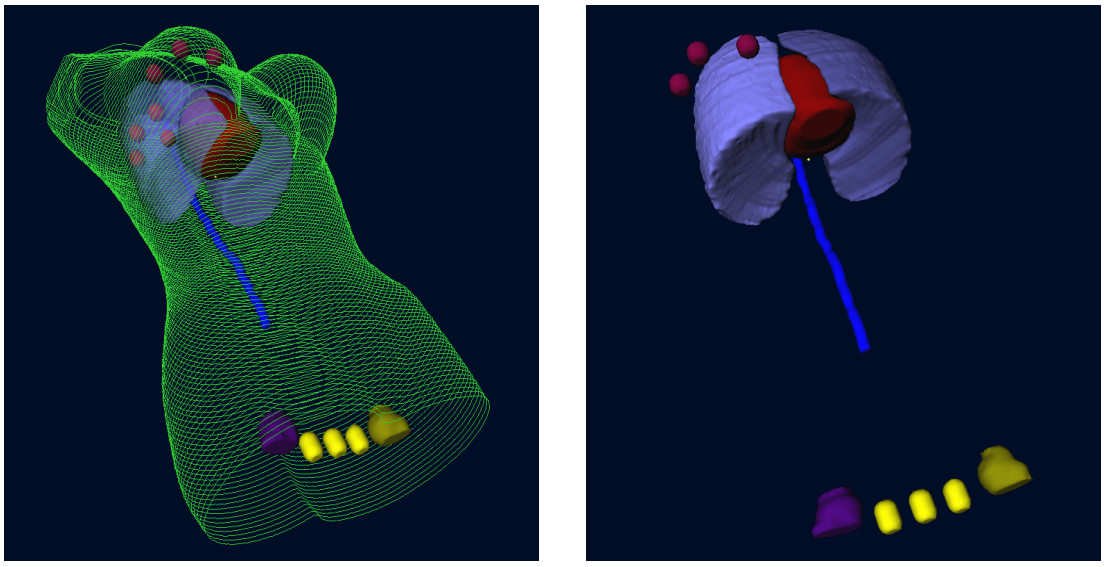


Şekil 24: -x yönünde lateralde merkezden 12 cm kaydırılarak elde edilen fantom görüntüleri (pozisyon 3)

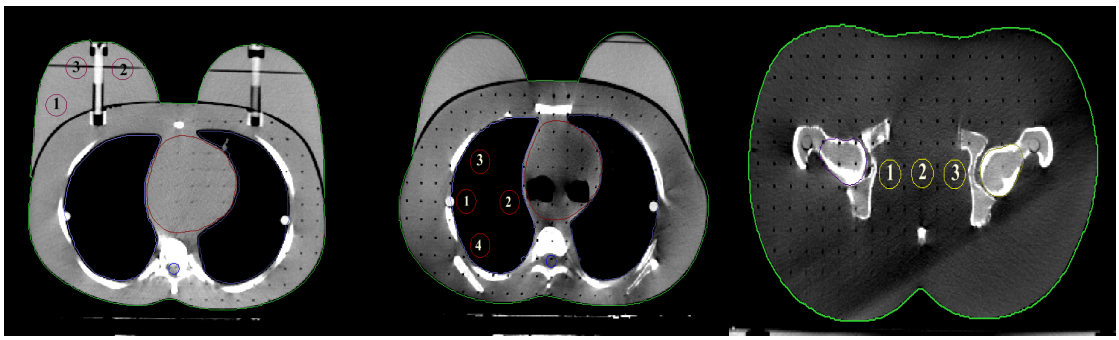
3.12 Görüntülerde organ ve dokuların konturlanması

Elde edilen DICOM görüntüler BT cihazından tedavi planlama bilgisayarına aktarılarak ilgili doku ve organ konturları çizildi. Referans alınan merkez yerleşimli BT görüntülerine, tedavi planlama sisteminin 'center and width' ayarlama özelliğinden yararlanılarak pencereleme yapıldı. 'Center' değeri 35 ve 'width' değeri -300 seçildi. Sonrasında otomatik dış vücut konturu çizdirildi. Akciğer, kalp, medulla spinalis ve

femur başları konturlandı(Şekil 25). Aynı işlemler lateral kaydırılarak elde edilen görüntülere uygulandı. Yine öncelikle merkez yerleşimli görüntülerde vücut konturunun maksimum değişim gösterdiği meme, akciğer ve prostat bölgelerinde farklı yerleşimli hayali tümörler oluşturuldu(Şekil 26). Merkez görüntüsü referans alındığında lateral yerleşimli görüntüler üzerinde SSD(Source to Surface Distance) 'nin maksimum değişim gösterdiği kesitler seçildi. Oluşturulan hayali tümörler lateral kaydırılarak elde edilen görüntülerde, merkezde çizilenler ile aynı koordinatlara sahiptir. Böylelikle her görüntüde eş yerleşimdedir.



Şekil 25: Kritik doku ve organların konturlanması



Şekil 26: Meme, akciğer ve prostat yerleşimli hayali tümör dokularının oluşturulması

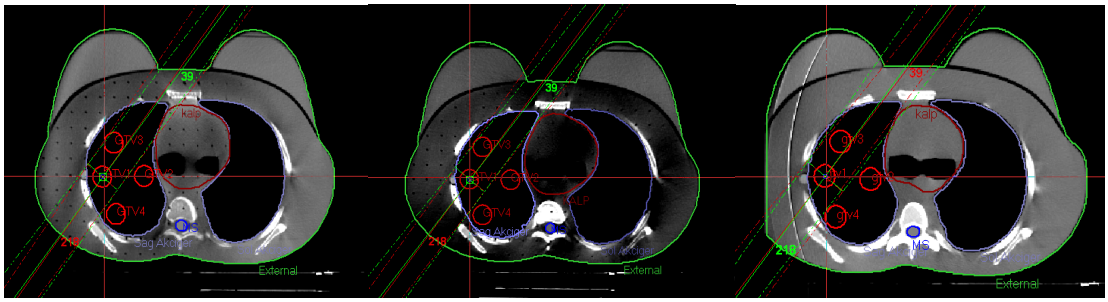
3.13 Üç boyutlu konformal tedavi planlarının oluşturulması

eFOV görüntü artefaktının tedavi planlamasında verilen doza etkisinin araştırılması için Oncentra Masterplan versiyon 3.3 tedavi planlama sistemi kullanıldı.

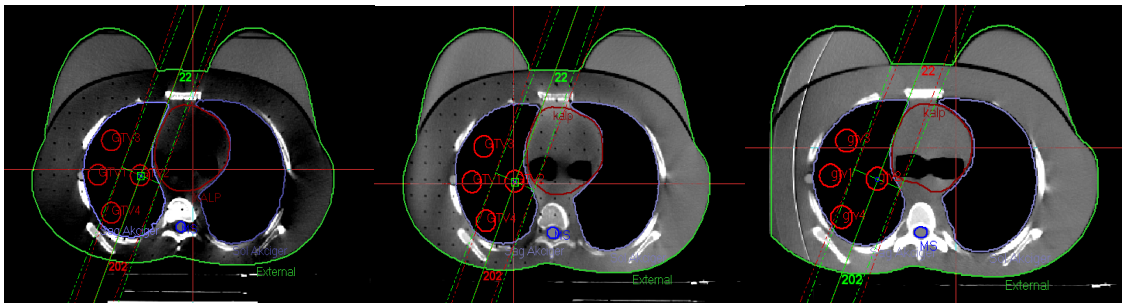
Oncentra Masterplan TPS ‘pencil beam model’ ve ‘collapsed cone model’ olmak üzere iki farklı doz hesaplama algoritmasına sahiptir. Çalışmada oluşturulan planlarda ‘collapsed cone model’ üç boyutlu doz hesaplama algoritması kullanılmıştır. Riskli organ ve dokuların konturlanması ve hayali tümörlerin oluşturulması sonrasında tedavi planlarını oluşturma aşamasına geçildi. Akciğer ve prostat yerleşimli hayali tümörlerde radyasyon demetlerinin izosentrı hayali tümörün merkezine tanımlanırken tanjansiyel meme planlarında SSD=100 cm ’ye tanımlandı. Merkez yerleşimli görüntüler üzerinde planlar oluşturulduktan sonra Oncentra Masterplan tedavi planlama sisteminden doz normalizasyon noktaları hedef hacimlerin ortalamaları seçildi. Hesaplanan MU (monitör unit) değerleri lateral yerleşimli görüntüler üzerinde yapılan eş planlarda kullanılmak üzere not edildi. Bu işlemdeki amaç aynı MU değerlerinde aynı hedeflere iletilen doz miktarlarını karşılaştırmaktı. Her plan için doz hesaplaması yapıldıktan sonra oluşturulan her hayali tümörün izosentr noktası ve tümör hacminin aldığı medyan doz değerleri karşılaştırılmak üzere not edildi.

Rando fantomda oluşturulan akciğer tedavi planlarında ön-arka karşılıklı paralel ışın demetleri kullanılmıştır. Meme dokusunun radyasyon maruziyetini minimuma indirmek amacıyla akciğerde oluşturulan hayali GTV1, GTV2, GTV3, GTV4 hedef hacimleri için uygun gantry açıları kullanıldı. GTV1 için 39°, 218°; GTV2 için 22°, 202°; GTV3 için 44°, 222°; GTV4 için 27°, 207° açıları seçildi(Şekil 27, 28, 29, 30). Hedef hacimlerin her birine alt ve üst sınırlardan 1,5cm, sağ ve sol sınırlardan 1 cm güvenlik marjı bırakıldı. Akciğer tedavi planları hem düşük(6 MV) hem de yüksek(18 MV) enerjili x ışınları için fraksiyon başına 2 Gy olmak üzere toplam 15 fraksiyon için hesaplatıldı. Tanjansiyel meme planları 51° ve 225° gantry açıları ile oluşturuldu(Şekil 31). 6 MV x ışını enerjisinde 15° wedge’ ler kullanılarak uygun doz dağılımları elde edildi. SSD 100 cm’ de dış vücut konturuna 2 cm fall off(uygun doz dağılımı elde etmek üzere dış kontura bırakılan boşluk) verildi. Fraksiyon başına 2 Gy olmak üzere 25 fraksiyon için hesaplatıldı. Prostat tedavi planlarının oluşturulmasında 270°, 0°, 90°, 180° gantry açılarıyla klasik dört alan kutu tekniği uygulandı(Şekil 32). Radyasyon demetlerinin izosentrı 2 numaralı tümörün izosentrı seçildi. Hedef bölgeye her yandan 2 cm marj bırakıldı. Prostat tedavi planları hem düşük(6 MV) hem de yüksek(18 MV) enerjili x ışınları için fraksiyon başına 1,8 Gy olmak üzere toplam 25 fraksiyon için hesaplatıldı. Referans alınacak merkez yerleşimli görüntüler üzerinde oluşturulan

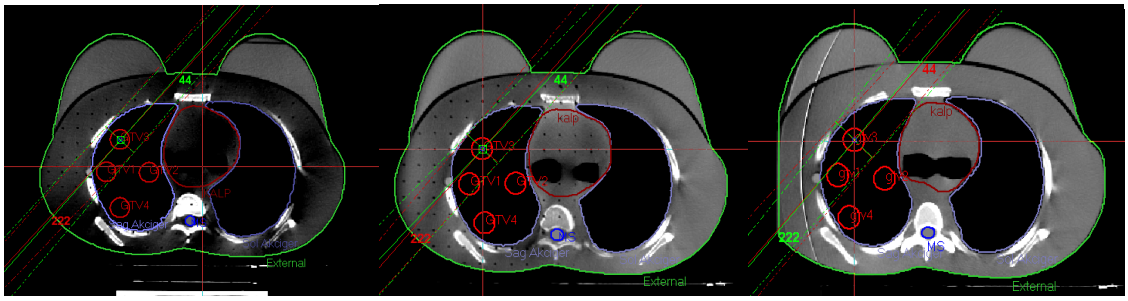
planlama parametrelerinin her biri aynı şekliyle lateral yerleşimli görüntüler üzerinde oluşturulan planlamalarda kullanıldı.



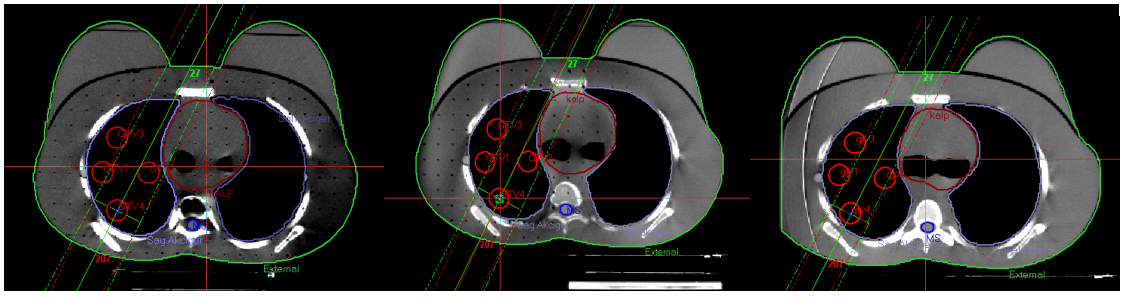
Şekil 27: GTV1 merkez ve lateral kaydırımlarda aksiyal plan görüntüsü



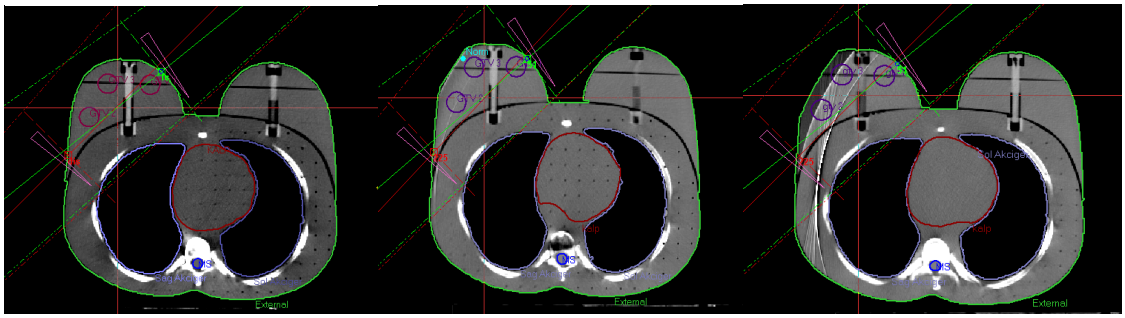
Şekil 28: GTV2 merkez ve lateral kaydırımlarda aksiyal plan görüntüsü



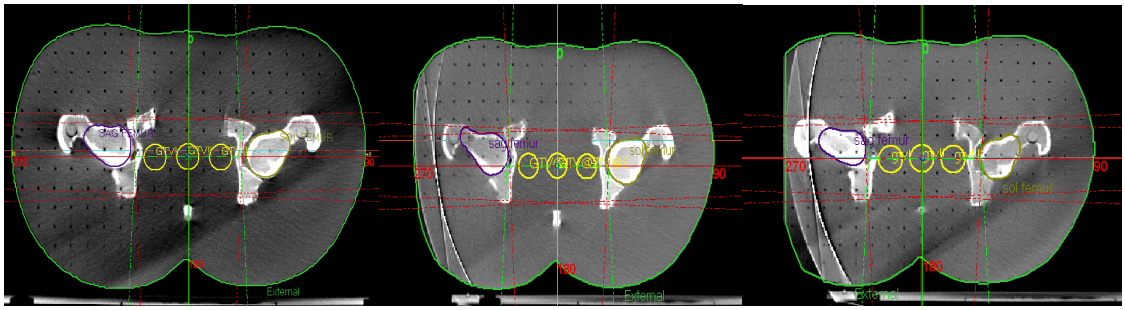
Şekil 29: GTV3 merkez ve lateral kaydırımlarda aksiyal plan görüntüsü



Şekil 30: GTV4 merkez ve lateral kaydırımlarda aksiyal plan görüntüsü



Şekil 31: Merkez ve lateral kaydırımlarda meme aksiyal plan görüntüsü



Şekil 32: Merkez ve lateral kaydırımlarda prostat aksiyal plan görüntüsü

4. BULGULAR

Bu çalışmada öncelikle BT cihazı mekanik kalite kontrol testleri yapılmıştır. Kalite kontrol testlerinin yapılmasında amaç deneysel çalışmanın cihazın mekanik aksamından doğacak sorunlardan etkilenmemiş olması dolayısıyla optimum sonuçlar elde edebilmektir. Kalite kontrol testlerinin ardından eFOV artefaktının gözle görülebilir şekilde incelenmesi ve BT numarası distorsiyonun değerlendirilmesi amacıyla Mini QC BT fantomunda merkezde ve lateral kaydırılarak görüntüler alınmış ve değerlendirilmiştir. eFOV kaynaklı oluşan artefaktın radyoterapi planlamasında hesaplanan doza etkisinin incelenmesi amacıyla Rando fantomda merkez ve lateral yerleşimli görüntüler alınmış bu görüntüler ilgili organ ve doku konturlanmıştır. Sonrasında oluşturulan hayali akciğer, meme ve prostat tümörlerine uygun tedavi planları oluşturularak değerlendirme yapılmıştır.

4.1 Kalite Kontrol Testleri Sonuçları

4.1.1 İç tarama pozisyonlama ışığı ve tarama düzlemi uyum testi

Film banyo edildikten sonra tarama düzlemi film üzerinde görünür hale geldi ve Şekil 33' de görüldüğü gibi iğne ile delinmiş delikler tarama düzlemini ortalamıştır. Tolerans aralığı + 1 mm'dir.

Şekil 33: Film üzerinde görüntülenen tarama düzlemi

4.1.2 Koronal ve sagital hizalama ışıkları uyum testi

Elde edilen kesit görüntülerinde yüksek soğurum veren kalemin kurşun kısmı bir nokta şeklinde görüntülendi. Bu görüntü tam merkezde (x=0, y=0) olmaktadır. Birbirini takip eden tüm kesit görüntülerinde kontrol edilerek herhangi bir sapma olmadığı gözlenmiştir.

4.1.3 Aksiyel hareket testi

Bu test yapılırken amaç aksiyel taramalar boyunca masanın her taramada eşit ve doğrulukla hareket ettiğinin test edilmesiydi. Film banyo edildikten sonra taramalar, film üzerinde görünür hale gelmiştir. Tarama aralıkları kusursuz ve eşit uzaklıktadır(Şekil 34).



Şekil 34: Film üzerinde görünür hale gelmiş seri aksiyel taramalar

4.1.4 Helikal hareket testi

Eğer helikal hareket düzgün çalışıyor ise elde edilen birinci ve sonuncu görüntülerde her iki metalde görünür olmalıydı. Pleksiglasın iki ucuna yapıştırılan küçük metal parçalar ilk ve son kesitlerde gözlemlendi.

4.1.5 Masa uzaklık gösterici doğruluğu testi

İçten dışa ve dıştan içe harekette uzunluk ölçerden okunan değerler ölçülen, dijital göstergeden okunan değerler ise okunan değerler olarak not edildi. Kabul sınırı 20 cm'de bir ± 2 mm'dir. Elde edilen sonuçların kabul sınırları içinde olduğu görülmüştür.

Dıştan içe(cm)	Okunan(cm)	Ölçülen(cm)
-100	99,9	100
-80	80	80,1
-60	60,1	59,7
-40	40	39,8
-20	20,2	20
İçten dışa(cm)	0	0
20	19,7	19,9
40	40,1	40
60	60	59,9
80	79,8	79,9
100	100	100,1

Tablo 2: Masa uzaklık gösterici doğruluğu testi sonucunda elde edilen veriler

4.2 Mini QC BT Fantom Görüntüleri Değerlendirmesi

Mini QC BT fantom görüntülerinin alınmasında amaç 50 cm olan sFOV alanı dışına çıkıldığında eFOV 'dan kaynaklanan artefaktın gözlemlenebilmesi ve BT numaralarında meydana gelen değişimin incelenmesiydi. Şekil 20'de soldaki görüntüde fantom merkez yerleşimli sağdaki görüntüde ise sFOV alanı kenarından 5 cm yatay eksende kaydırılarak eFOV alanı içindeki durumudur. Görüntünün tepe noktasından saat yönünde bakıldığında sırasıyla kemik, akciğer, naylon, polikarbonat, polietilen ve plastik su eşdeğeri malzemeler bulunmaktadır. Fantomun sağ yarısı A olarak belirtildi. Fantomun sol yarısı ise B olarak belirtilmiştir. Kemik, akciğer ve naylon eşdeğeri malzemeler B bölgesinde, polikarbonat, polietilen ve plastik su eşdeğeri malzemeler A bölgesinde bulunmaktadır. Tablo 3, fantom malzemelerinin merkezde ortalama BT numaraları ile merkez dışı ortalama BT numaralarını göstermektedir. BT numaraları 50 cm sFOV alanı dışında distorsiyona uğramıştır.

Fantom Materyali	*Merkez Görüntüde Ortlama BT numarası(HU)*	*Merkez Dışı Ortalama BT numarası(HU)*	*Merkez Görüntüden Bağıl Fark(HU)*
Kemik	**1514,7**	**1158,7**	**-356**
Akciğer	**-801,6**	**-478,61**	**323**
Naylon	**88,2**	**7,5**	**-80,7**
Polikarbonat	**97,6**	**73,8**	**-23,8**
Polietilen	**-24,7**	**-53**	**-28,3**
Plastik Su	**124,9**	**87,6**	**-37,3**

Tablo 3: Farklı doku eşdeğeri materyallerin merkez görüntüde ortalama BT numaraları ile merkez dışı görüntüde ortalama BT numaraları ve aralarındaki fark

4.3 Doz Hesaplama Sonrası Tedavi Planı verileri

	6 MV		*18 MV*	
Akciğer	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan (cGy)***	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan (cGy)***
GTV1	**3266**	**3214**	**3198**	**3164**
GTV2	**3191**	**3167**	**3202**	**3165**
GTV3	**3201**	**3169**	**3212**	**3172**
GTV4	**3192**	**3158**	**3197**	**3160**

Tablo 4: Merkez yerleşimli fantomda akciğer planlama verileri

	6 MV		*18 MV*	
Prostat	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan(cGy)***	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan (cGy)***
1 Numara	**4626**	**4601**	**4611**	**4597**
2 Numara	**4682**	**4642**	**4617**	**4618**
3 Numara	**4625**	**4593**	**4617**	**4592**

Tablo 5: Merkez yerleşimli fantomda prostat planlama verileri

Tanjansiyel Meme	*Tümör Merkezinde(cGy)*	*Medyan(cGy)*
1 Numara	**5348**	**5367**
2 Numara	**5424**	**5335**
3 Numara	**5415**	**5401**

Tablo 6: Merkez yerleşimli fantomda meme planlama verileri

	6 MV		*18 MV*	
Akciğer	*Tümör Merkezinde(cGy)*	*Medyan (cGy)*	*Tümör Merkezinde(cGy)*	*Medyan (cGy)*
GTV1	**3341**	**3295**	**3298**	**3232**
GTV2	**3261**	**3250**	**3218**	**3193**
GTV3	**3257**	**3239**	**3258**	**3235**
GTV4	**3260**	**3253**	**3247**	**3260**

Tablo 7: 8 cm –x yönünde lateral kaydırılan fantomda akciğer planlama verileri

	6 MV		*18 MV*	
Prostat	*Tümör Merkezinde(cGy)*	*Medyan(cGy)*	*Tümör Merkezinde(cGy)*	*Medyan (cGy)*
1 Numara	**4703**	**4693**	**4680**	**4665**
2 Numara	**4711**	**4711**	**4665**	**4665**
3 Numara	**4680**	**4673**	**4673**	**4662**

Tablo 8: 8 cm –x yönünde lateral kaydırılan fantomda prostat planlama verileri

Tanjansiyel Meme	*Tümör Merkezinde(cGy)*	*Medyan(cGy)*
1 Numara	**5352**	**5368**
2 Numara	**5490**	**5346**
3 Numara	**5470**	**5471**

Tablo 9: 8 cm –x yönünde lateral kaydırılan fantomda meme planlama verileri

	6 MV		*18 MV*	
Akciğer	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan (cGy)***	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan (cGy)***
GTV1	**3347**	**3323**	**3296**	**3268**
GTV2	**3377**	**3359**	**3215**	**3295**
GTV3	**3269**	**3244**	**3304**	**3274**
GTV4	**3207**	**3259**	**3270**	**3269**

Tablo 10: 12 cm –x yönünde lateral kaydırılan fantomda akciğer planlama verileri

	6 MV		*18 MV*	
Prostat	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan (cGy)***	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan (cGy)***
1 Numara	**4795**	**4773**	**4738**	**4721**
2 Numara	**4815**	**4786**	**4738**	**4717**
3 Numara	**4770**	**4740**	**4730**	**4708**

Tablo 11: 12 cm –x yönünde lateral kaydırılan fantomda prostat planlama verileri

Tanjansiyel Meme	***Tümör Merkezinde(cGy)***	***Medyan(cGy)***
1 Numara	**5380**	**5369**
2 Numara	**5490**	**5390**
3 Numara	**5485**	**5481**

Tablo 12: 12 cm –x yönünde lateral kaydırılan fantomda meme planlama verileri

	6 MV		*18 MV*	
	1. Lateral Kaydırma	***2. Lateral Kaydırma***	***1. Lateral Kaydırma***	***2. Lateral Kaydırma***
Tümör Pozisyonu	***3D Medyan doz değişimi(%)***		***3D Medyan doz değişimi(%)***	
GTV 1	**+2,5**	**+3,3**	**+2**	**+3,2**
GTV 2	**+2,6**	**+6**	**+0,8**	**+4**
GTV 3	**+2,2**	**+2,3**	**+2**	**+3,2**
GTV 4	**+3**	**+3,1**	**+3,1**	**+3,4**

Tablo 13: Lateral kaydırmalarda akciğer yerleşimli tümörler için, referans alınan merkez planlama sonuçlarına göre yüzde değişim

	6 MV		*18 MV*	
	1. Lateral Kaydırma	***2. Lateral Kaydırma***	***1. Lateral Kaydırma***	***2. Lateral Kaydırma***
Tümör Pozisyonu	***3D Medyan doz değişimi(%)***		***3D Medyan doz değişimi(%)***	
1 numara	**+2**	**+3,7**	**+1,4**	**+2,7**
2 numara	**+1,5**	**+3,1**	**+1**	**+2,1**
3 numara	**+1,7**	**+3,2**	**+1,5**	**+2,6**

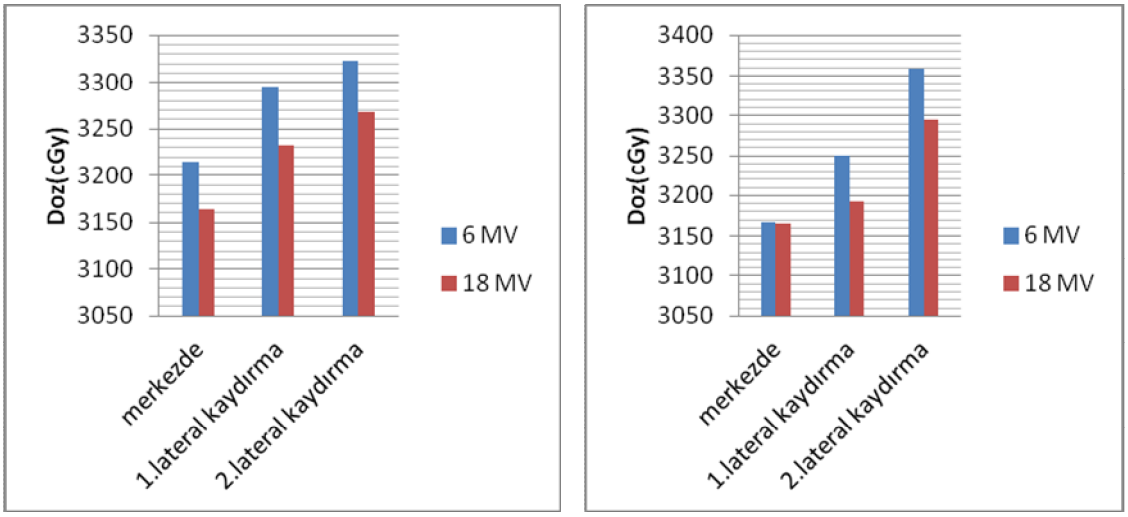
Tablo 14: Lateral kaydırmalarda prostat yerleşimli tümörler için, referans alınan merkez planlama sonuçlarına göre yüzde değişim

	6 MV	
	1. Lateral Kaydırma	***2. Lateral Kaydırma***
Tümör Pozisyonu	***3D Medyan doz değişimi(%)***	
1 numara	**+0,01**	**+0,03**
2 numara	**+0,2**	**+1**
3 numara	**+1,3**	**+1,5**

Tablo 15: Lateral kaydırmalarda meme yerleşimli tümörler için, referans alınan merkez planlama sonuçlarına göre yüzde değişim

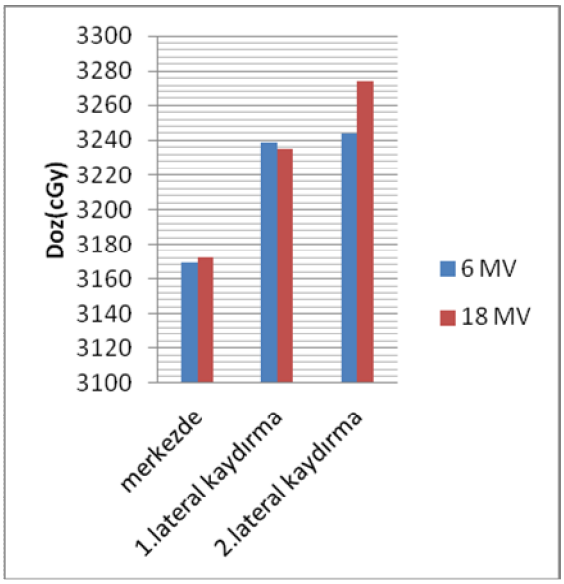
	6 MV		*18 MV*	
	1. Lateral Kaydırma	***2. Lateral Kaydırma***	***1. Lateral Kaydırma***	***2. Lateral Kaydırma***
Tümör Pozisyonu	***3D Medyan doz değişimi(%)***		***3D Medyan doz değişimi(%)***	
1 numara	**+1,3**	**+2,5**	**+1,1**	**+2,4**
2 numara	**+1**	**+1,9**	**+1,7**	**+2,1**
3 numara	**+0,9**	**+2,1**	**+1,3**	**+2,9**

Tablo 16: Lateral kaydırmalarda prostat yerleşimli tümörler için, referans alınan merkez planlama sonuçlarına göre yüzde değişim(Pencil Beam Algoritması ile)

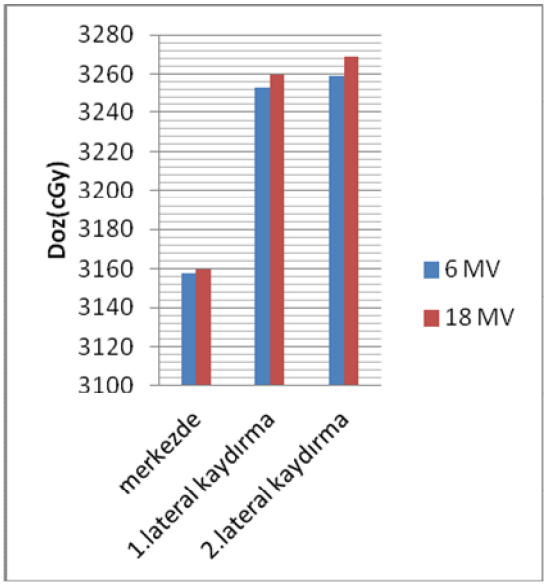


(a)

(b)



(b)



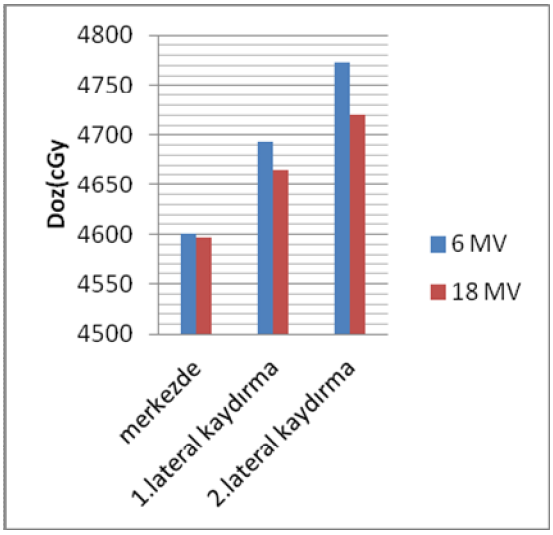
(d)

Grafik 1: (a) GTV1 için merkezde, 1. lateral kaydırma sonucu ve 2. lateral kaydırma sonucu medyan doz değerlerindeki değişim,

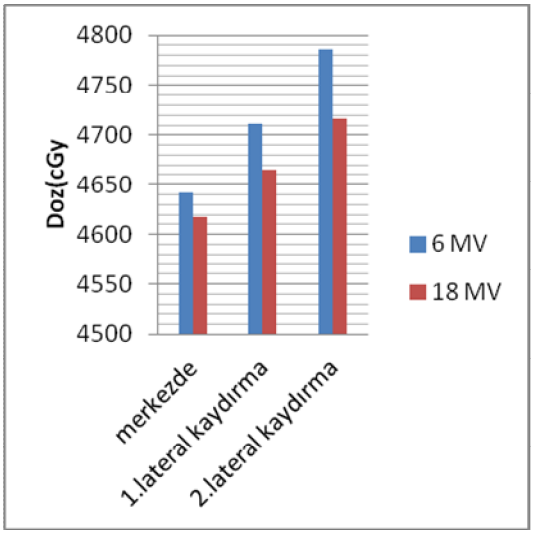
(b) GTV2 için merkezde, 1. lateral kaydırma sonucu ve 2. lateral kaydırma sonucu medyan doz değerlerindeki değişim,

(c) GTV3 için merkezde, 1. lateral kaydırma sonucu ve 2. lateral kaydırma sonucu medyan doz değerlerindeki değişim,

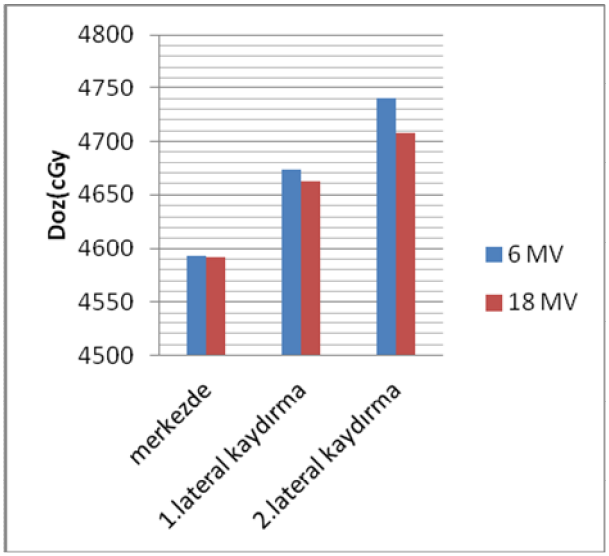
(d) GTV4 için merkezde, 1. lateral kaydırma sonucu ve 2. lateral kaydırma sonucu medyan doz değerlerindeki değişim



(a)



(b)

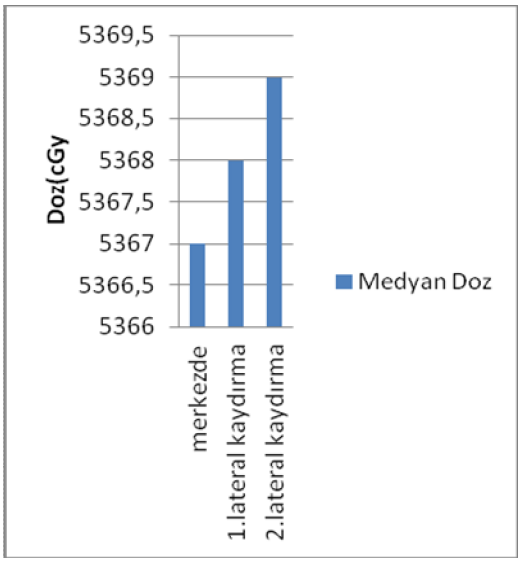


(c)

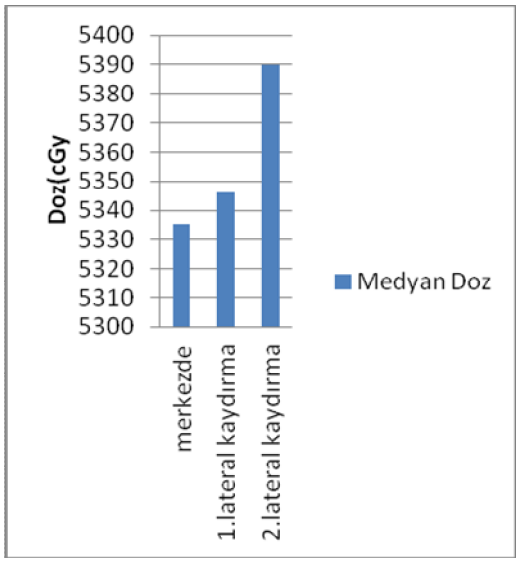
Grafik 2: (a) Prostat yerleşimli 1 numaralı tümör için merkezde, 1. lateral kaydırma sonucu ve 2. lateral kaydırma sonucu medyan doz değerlerindeki değişim,

(b) Prostat yerleşimli 2 numaralı tümör için merkezde, 1. lateral kaydırma sonucu ve 2. lateral kaydırma sonucu medyan doz değerlerindeki değişim,

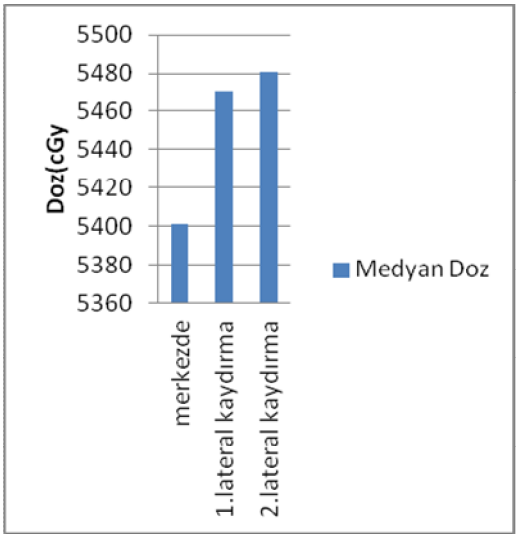
(c) Prostat yerleşimli 3 numaralı tümör için merkezde, 1. lateral kaydırma sonucu ve 2. lateral kaydırma sonucu medyan doz değerlerindeki değişim



(a)



(b)



(c)

Grafik 3: (a) Meme yerleşimli 1 numaralı tümör için merkezde, 1. lateral kaydırma sonucu ve 2. lateral kaydırma sonucu medyan doz değerlerindeki değişim,

(b) Meme yerleşimli 2 numaralı tümör için merkezde, 1. lateral kaydırma sonucu ve 2. lateral kaydırma sonucu medyan doz değerlerindeki değişim,

(c) Meme yerleşimli 3 numaralı tümör için merkezde, 1. lateral kaydırma sonucu ve 2. lateral kaydırma sonucu medyan doz değerlerindeki değişim

Pozisyon 2 ve pozisyon 3 fantom görüntülerinde 65 cm eFOV alanı içerisinde meydana gelen vücut konturu değişimi ve BT numarası distorsiyonu görülmektedir. Rando fantom görüntülerinde merkezde elde edilen görüntüler referans alındığında görüntünün sol tarafında vücut konturunda ya da SSD' de 0,5-2,4 cm arasında değişim gözlemlenmiştir(Şekil 23, Şekil 24). Dış vücut konturunda meydana gelen bu değişim planlama sırasında TPS' nin kullandığı SSD değerinin azalmasına ve daha fazla doku atenüasyonuna sebep olmuştur. Vücut konturunda meydana gelen sapma nedeniyle TPS' nin kullandığı SSD ile hasta tedaviye alındığında, tedavi öncesi set up belirsizlikleri artar. Bu tür belirsizlikleri azaltmak adına ışın izosentrı BT referans işaretlerine göre ayarlanarak gerçek SSD hasta cildinden itibaren okunabilmektedir. Planlama SSD' si ile tedavi SSD' si arasındaki tutarsızlık nedeniyle TPS' in tam doğrulukta sonuç vermesi beklenemez. Tedavi planlama sistemleri algoritmaları gereği doz hesaplamalarında elektron yoğunluğu ve BT numaralarını kullanmaktadır. Artefakt oluşan bölgelerde meydana gelen BT numarası değişimleri yine TPS' in yanlış veriler kullanarak hesap yapması ve dolayısıyla referans alınan merkez görüntü planlarına göre hesaplanan doz değerlerinde bir farkın oluşmasına neden olmuştur. Belli gantry açıları ile oluşturulan AP-PA planlar farklı yerleşimli hayali tümörler için oluşturuldu. Tablo 13, merkez yerleşimli fantom görüntülerinde oluşturulan referans planlara göre lateral kaydırmalar(Şekil 21, Pozisyon 2 ve Pozisyon 3) sonucu elde edilen görüntüler üzerine yapılan planlarda hayali akciğer tümörlerinin medyan doz dağılımlarındaki yüzde sapmaları göstermektedir. Tablo 13' de elde edilen bulgulara göre medyan doz değerlerindeki yüzde değişim tümör pozisyonu ile de ilgilidir. GTV1, GTV2, GTV3 ve GTV4 referans alınan merkez görüntü planlarıyla karşılaştırıldığında pozisyon 2 ve pozisyon 3 yerleşimli fantom görüntülerinin planlarına göre hem 6 MV hem de 18 MV x ışını enerjisinde medyan doz değerlerinde pozitif yönde değişim olmuştur. Özellikle GTV2' de 6 MV ve 18 MV x ışını enerjisinde ikinci lateral kaydırma sonucu meydana gelen yüzde değişim daha fazla olmuştur. Prostat bölgesinde üç konumda çizilen hayali tümörlere klasik kutu tekniğinde yapılan planlarda ışın merkezleri 2 numaralı tümörün merkezindedir. 2 pozisyonunda kısmen sFOV alanından eFOV' a geçilmiş 3 pozisyonunda ise büyük ölçüde eFOV alanına girilmiştir. Geniş hastalarda bu duruma rastlamak mümkündür. Bazı durumlarda hastanın hem sağ hem de sol tarafı eFOV alanı içerisine girebilmekte ve eFOV kaynaklı artefakt oluşabilmektedir. Fantom boyutlarının

sınırlılığından dolayı böyle bir durumu çalışma içerisine alamadık bu sebepten tek taraflı değerlendirildi. Tablo 14 dört alan kutu tekniği prostat tedavi planlaması bulgularını içermektedir. Üç farklı yerleşimde tanımlanan tümörlerin medyan doz değerlerindeki yüzde sapmalara baktığımızda hem 6 MV hem de 18 MV x ışını enerjisinde 2 ve 3 pozisyonlarında (1. ve 2. lateral kaydırmalar) referans planlarına göre pozitif yönde bir değişim görülmüştür. 6 MV x ışını enerjisinde fantomun 2 pozisyonunda maksimum sapma 1 numaralı tümörde +2% olarak bulunmuştur. Bunun sebebinin 1 numaralı tümörün eFOV kaynaklı artefakta daha yakın olmasıdır. Fantomun 3 pozisyonunda medyan doz değerlerinde oluşan yüzde sapma 2 pozisyonundaki sapmanın yaklaşık iki katıdır ve değişim pozitif yöndedir. Klinik olarak değerlendirirken, hastalarda en geniş bölgenin çoğunlukla pelvik bölge olduğu ve prostat bölgesinin merkezi yerleşimli bir anatomiye sahip olması nedeniyle eFOV artefaktının doz hesaplamasına olan olumsuz etkisinde SSD değişiminin, BT numarası distorsiyonundan daha baskın olduğu değerlendirmesi yapılmıştır. 1 numaralı tümörün 2 ve 3 numaralı tümörlere oranla medyan doz değişiminin daha fazla olması bu şekilde düşünülmesinde etkili olmuştur. Tablo 15 tanjansiyel meme planlamalarında 1 pozisyonunda elde edilen referans planlarda elde edilen 1, 2, 3 numaralı tümörlerin medyan doz değerlerinin 2 ve 3 pozisyonuna göre olan yüzde değişimini göstermektedir. Meme dokusunun çok kalın olmaması durumunda rutinde 6 MV x ışını enerjisi ile tedavi edilmektedir. Nitekim çalışmada da sadece 6 MV x ışını enerjisinde planlar yapılmıştır. 3 numaralı tümörün nerdeyse tamamı eFOV artefaktının üzerinde kalmıştır. Tablo 15' e baktığımızda medyan doz değerindeki maksimum yüzde değişimin 3 numaralı tümörle olduğu görülmüştür. Yine her birisi referans planlarda elde edilen medyan dozdan pozitif yönde değişim göstermiştir. En fazla değişim yine eFOV artefaktının en fazla olduğu fantomun 3 pozisyonunda gözlemlenmiştir. BT numarası distorsiyonu ve SSD değişiminin maksimum olduğu 3 pozisyonunda(2. Lateral kaydırma) medyan doz değerlerindeki yüzde değişim yine 2 pozisyonuna (1. Lateral kaydırma) göre daha fazla olmuştur. Çünkü 3 pozisyonunda eFOV artefaktı daha belirgindir. Referans alınan planlarda hesaplanan aynı MU değerleri kullanılmasına rağmen 2 ve 3 pozisyonlarında hesaplanan medyan dozlar artmıştır. Eğer MU değerlerini sabit tutmasaydık TPS aynı medyan dozu sağlamak için MU değerlerini azaltacaktı. Bu durumda oluşturulan hayali tümör hacimleri TPS tarafından azaltılan

MU değerine bağlı olarak istenilen dozdan daha düşük dozlar alacak ve hesaplanan MU değeri düzeltilmedikçe eFOV artefaktının sebep olduğu doz hesaplamasındaki bu hata tedavi boyunca sürecektir.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada geniş gantry çapına sahip bir BT simülatörde (Siemens Somatom Emotion Duo) eFOV alanının oluşan görüntü üzerine etkileri ve bu artefaktın radyoterapi planlamasında hesaplanan doza etkileri incelenmiştir. eFOV alanı içerisinde kalan vücut bölümünün görüntülerinde vücut konturu ve BT numarasında distorsiyon meydana geldiği gözlenmiştir. Elde edilen görüntülerin sFOV alanı kenarında BT numaralarında eFOV artefaktı sebebiyle az da olsa değişim olmuştur. Rando fantomda alınan görüntüler üzerinde yapılan çalışmalarda SSD' nin azaldığı görülmüştür. SSD'nin azalması aslında tümörün gerçek derinliğinin artması anlamına gelmektedir. Ancak tedavi planlama sistemi, azalmış olan SSD' ye göre vücut konturunu çizdiğinde oluşan tümör derinliklerini gerçek derinliğinden farklı olarak hesaplamalara katmış ve tümör medyan dozlarında pozitif yönde yüzde değişim olmuştur. BT numaralarında meydana gelen değişim fantom içerisinde yumuşak doku bölgelerinden geçen radyasyon atenüasyonunu azaltmıştır. Bu sebeple BT numarasında oluşan fark hesaplanan medyan tümör dozlarının farklı yüzde değerlerde artmasına sebep olmuştur.

Wincent Wu ve arkadaşlarının yaptığı benzer bir çalışmada heterojenite düzeltme faktörlerinin hesaba katıldığı ve katılmadığı durumlar ele alınmıştır. Doz hesaplamalarında meydana gelen bu değişim, heterojenite düzeltmesi hesaba katılarak yapılıyorsa %2'den az olduğu durumlarda ihmal edilebilirken, heterojenite düzeltmesinin hesaba katılmadığı durumlarda hesaplanan doz değerlerinde meydana gelen değişimin %2'den fazla olacağı kanısına varmışlardır(7).

Bizim çalışmamızda, tedavi planlama sisteminde heterojenite düzeltmesi seçeneği otomatik seçili olduğundan dolayı doz hesaplamaları sırasında heterojenite düzeltme faktörüde doz hesaplama parametreleri içerisine kendiliğinden katılmıştır. Buna rağmen hesaplanan dozlarda merkez görüntülerinde elde edilen planlara göre %2-%3,5 oranları arasında değişim gözlenmiştir. Wincent Wu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada tedavi planlama sistemi olarak 'The Eclipce (Varian Medical Sys.)' versiyon 8.2 kullanmışken biz 'Oncentra Masterplan' versiyon 3.3 sistemini kullandık. Dolayısıyla iki çalışma arasında doz hesaplanmasındaki değişime, farklı tedavi planlama sistemlerinin sahip oldukları farklı doz hesaplama algoritmalarının etkisi olduğu düşünülmektedir. Wincent Wu' nun çalışmasını yaptığı Eclipce sistemi 'pencil

beam' algoritmasına sahipken Oncentra Masterplan TPS hem 'pencil beam' hem de 'collapse cone' doz hesaplama algortimalarına sahiptir. Bizim çalışmamızda tüm tedavi planlamaları 'collapse cone' algoritması ile hesaplanmış ve her iki algoritmanın verdiği sonuçları karşılaştırmak adına sadece prostat yerleşimli tümörler için birde 'pencil beam' algoritması ile hesap yaptırılmıştır.

Saeed Ahmad Buzdar ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada 6 MV ve 10 MV x ışını enerjileri için 5 cm ve 10 cm normalizasyon derinliklerinde, farklı alan boyutlarında her iki algoritmanın tedavi için hesapladığı MU değerleri karşılaştırılmıştır. 6 MV x ışını enerjisi için 5 cm normalizasyon derinliğinde 'collapse cone' ve 'pencil beam' algoritmalarının farklı alan boyutlarında hesapladığı MU değerleri arasındaki fark %1' den küçükken, 10 cm normalizasyon derinliğinde bu fark %2' den fazla bulunmuştur. Yine 10 MV x ışını enerjisi için 5 cm derinlikte fark %1' den küçükken, 10 cm derinlik için %2.5' tan fazla bulunmuştur. 'Collapse cone' algoritması hesaplamalarında daha fazla noktada hesap yapar ve 'pencil beam' algoritmasına göre farklı dokuların elektron yoğunluklarının ayırt edilmesinde daha üstündür. Ayrıca 'pencil beam' algoritması lateral saçılmaların etkilerini hesaba katmaz. Bu nedenle 'collapse cone' algoritması ile hesaplanan MU değerleri 'pencil beam' algoritmasına göre daha fazladır(39).

Nitekim tablo 16' ya göre; 'collapse cone' algoritması ile prostat yerleşimli tümörlerde yaptığımız hesaplamaları birde 'pencil beam' algoritmasını seçerek aynı MU değerlerinde hesaplattırdığımız zaman 'pencil beam' algoritmasının hesapladığı medyan doz değerleri arasındaki yüzde fark 'collapse cone' a göre az da olsa daha düşük olduğu görülmüştür.

Görüntü artefaktı oluşan bölgede BT numarasında Tablo 3' te görüldüğü gibi değişim olmuştur. Aynı değişim heterojenite düzeltme fonksiyonu açık olduğu halde lateral kaydırmalarla elde edilen görüntülerde de görülmüştür. Bu değişim planlamalardaki tümör merkezi ve tümör medyan doz değerlerini etkilemiştir. Yani eFOV artefaktı sonucunda vücut konturu ve BT numarası değişimleri tedavi planlama sisteminde hesaplanan dozu etkilemişlerdir.

Cozzi ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada tedavi planlama sisteminin doz hesaplaması yaparken, farklı dokuların elektron yoğunluğu kalibrasyonu sırasında

kullandığı hatalı BT numaralarının, hatalı doz hesaplamasına neden olduğunu bulmuşlardır(40).

Thomas ve arkadaşları bir başka çalışmada elektron yoğunluk kalibrasyonu sırasında kullanılan BT numaralarındaki değişimi, yine Cozzi' nin kullandığı yöntemi kullanarak farklı BT tarayıcılar arasında kıyaslamışlardır. Thomas bir megavoltaj foton tedavi planı için elektron yoğunluğu kalibrasyonunda meydana gelen hatanın, doz hesaplaması sırasında % 1 ile %8 arasında hataya sebep olduğunu gözlemlemiştir(41).

Ramm ve arkadaşları bu değişimi incelemek adına yaptıkları çalışmada BT kontrast ajanı kullanmışlardır. Kontrastlı bölgede lineer olarak artan elektron yoğunluğu dönüştürme hatası aynı artan lineerite ile hesaplanan dozdaki değişimi de arttırmıştır. Bu artışın kontrastlı olan bölgenin ışın alanı içerisindeki boyutuna ve kullanılan x ışını enerjisine bağlı şekilde değiştiğini göstermişlerdir(42).

Ebert ve arkadaşları eFOV artefaktı ve bu artefaktın etkilerini ele alan bir çalışma yapmışlar. Elde ettikleri BT görüntülerinde artefaktlı bölgelerde meydana gelen piksel yoğunluklarındaki hatanın, anatomik yapıların tanımlanmasına ve elektron yoğunluğu kalibrasyonuna dayalı doz hesaplamasında olumsuz etkilere neden olduğunu gözlemlemişlerdir. Piksel değerlerini incelemek için farklı elektron yoğunluklarına sahip fantom kullanmışlar. Bu fantomu tıpkı bizim çalışmamızda yaptığımız gibi gantry çapı ekseninde hareket ettirerek eFOV artefaktını analiz etmişlerdir. Su, akciğer ve kortikal kemik eşdeğeri materyaller üzerindeki BT numarası değişimlerini incelemişler(4). Radyoterapi doz hesaplamasında BT numarası değişimleri hesaplanan dozda farklılıklar meydana getirir. Bu fark pozitif ya da negatif doz değişimine neden olabilir. Elektron yoğunluğu bilgilerini kullanarak doz hesaplaması yapan algoritmalar gerçek elektron yoğunluğundaki belirsizlikleri belli ölçülerde tolere edebilir(43).

BT görüntülerinde gerçek BT numarasından sapma oranları dikkate alınmalıdır. Eğer bu sapma deneysel çalışmalarla belirlenecek tolerans değerlerin üzerine çıkıyorsa; BT numarası, dolayısıyla elektron yoğunluğu kalibrasyonuna dayalı doz hesaplama algoritmalarının hesapladığı doz değerlerinin doğruluğu sorgulanabilir. Gerektiği durumlarda hacim-yoğunluk düzeltmesi ile müdahele edilebilir. Bu işlemin özellikle proton ve elektron tedavilerinde doz hesaplamaları için kullanılan görüntüler üzerinde yapılması uygundur(44,45).

eFOV bölgesi içinde BT verilerindeki azalma görüntü çözünürlüğünü olumsuz etkiler. eFOV alanında elde edilen çözünürlük, sFOV alanındakinden daha düşüktür. Bu duruma standart görüntünün oluştuğu 50 cm'lik çapın dışına çıkıldığında meydana gelen artefakttır. Yani eFOV artefaktı elde edilen görüntünün kalitesinin düşmesine de neden olmaktadır(4).

Alexander ve arkadaşları yaptıkları çalışmada sFOV alanı dışına çıkan fantomun kenarlarında oluşan eFOV artefaktının boyutunun artması ile, sFOV alanı içinde kalan bölümde, çözünürlüğün azalması ve gürültünün artması gibi olumsuz sonuçların ortaya çıktığını gözlemlemişlerdir(37).

Garcia Ramirez ve arkadaşları 85 cm gantry çaplı BT simülatör ile 70 cm gantry çaplı tanı amaçlı kullanılan BT tarayıcıyı karşılaştırmak adına çeşitli performans testleri yapmışlardır. Bu karşılaştırma sırasında yaptıkları performans testleri; kesit kalınlığı doğruluğu, yüksek-düşük kontrast çözünürlük kontrolü, üniformite ve gürültü, BT numarası doğruluğu ve lineeritesi testleridir. BT tarayıcılarda x ışını tüpü ile dedektör arası mesafenin artması ışın geometrisini değiştirir. Dolayısıyla gantry çapının büyük olması sFOV alanınında büyük olması anlamına gelir. Bu değerlendirmeye göre simülasyon amaçlı kullanılan 85 cm gantry çaplı BT tarayıcının sFOV alanı, 70 cm gantry çaplı tarayıcıya oranla daha büyüktür. Yaptıkları performans testlerinde kriter her iki BT sistemine de aynı test kurulumlarının yapılmasıdır. Farklı yoğunluk değerlerinin bulunduğu fantom saat 12, 3, 6, 9 yönlerinde yerleşimlerle testler tekrarlanmıştır. Bizim çalışmamızı ilgilendiren BT numarası doğruluğu ve lineeritesi, çözünürlük ve gürültü testleri sonuçlarını incelediğimizde daha geniş sFOV alanına sahip olan 85 cm gantry çaplı BT tarayıcının üreticinin önerdiği gerçek değerlerinden meydana gelen standart sapmaların 70 cm gantry çaplı BT tarayıcıya oranla daha düşük değerlerde olduğu gözlemlenmiştir(9).

BT görüntülerinde oluşan sistematik hataların beraberinde büyük hatalar getirebilir. Kemik ve yumuşak dokunun x ışını soğurma katsayısı %5' lik bir doğrulukla elde edilebilir. Bu yüzdelik dilim 50 HU' ya denk gelmektedir. En büyük hata ise kemiğin komşuluğunda bulunan farklı dokular ile ayrımında meydana gelir. Kısmi hacim etkisi ile oluşabilecek sistematik hataların farkında olunmalıdır. BT verilerinde oluşan sistematik hatalar yüksek enerjili radyasyon etkileşimi içinde önem arzetmektedir. Radyasyon tedavisinde doz-lokal tümör kontrolü ile doz-komplikasyon

oranı arasındaki korelasyon, hesaplamalarda yüksek doğruluk istemektedir. Radyasyon tedavisinde spesifik bir doku için spesifik bir pozisyonda, BT sistematik hatalarından kaynaklanan tedavi dozundaki değişim bazen %10' u bulabilmektedir. Ancak tedavide bu hatalardan kaynaklanan doz dağılımındaki belirsizlik foton ışınları için maksimum dozun %1' inden, elektron ışınları için ise maksimum dozun %2' sinden küçük olmalıdır. Bununla birlikte tedavi bölgesinde BT sistematik hatalarından kaynaklanan izodoz çizgilerindeki yer değiştirme 2 mm' den az olmalıdır(46).

Literatürde incelenen benzer çalışmaların sonuçları ile yaptığımız çalışmanın sonuçlarını karşılaştırdığımızda aksi bir durum söz konusu olmamıştır. Bu durum teorik olarak öngörülen sonuçların deneysel analizler ile doğrulandığını göstermektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

eFOV alanından kaynaklanan görüntü artefaktının, görüntülenen fantomda BT numarası ve vücut konturu değişime sebep olmuştur. Bu değişim radyoterapi tedavi planlaması sırasında hesaplanan dozda potansiyel hatalara neden olmaktadır. BT numarası ve vücut konturundaki distorsiyonun büyüklüğü, sFOV alanı dışında kalan lateral genişliğin ve hasta boyutlarının bir fonksiyonudur. BT tarayıcılarda meydana gelen eFOV artefaktı beraberinde farklı hatalar doğuracak sistematik bir hatadır. Bu hatayı ortadan kaldıracak veya minimize edecek farklı algoritmalar geliştirilmiştir. Bu algoritmalar BT cihazlarının geri projeksiyonlama özelliğini kullanarak herhangi bir radyasyon soğurulması olmaksızın her noktada tekrarlayan hızlı hesaplamalar yapar. Aynı zamanda taranan objede gerçek görüntü ile eFOV alanına geçen görüntü arasında sınır değer tahminleri yaparak BT verileri arasında yumuşak bir geçiş sağlar(25, 26). Ancak bu tür algoritmaların yazılımının yüklü olduğu cihazlar piyasa değerinden daha yüksek fiyatlarla satılır.

Klinik durumlarda böyle bir artefaktın hastalığın bulunduğu lateral bölgede oluşmasında(örneğin meme vakasında) ilk olumsuz etki BT distorsiyonu ve uzaysal çözünürlüğün değişmesidir. İkinci olumsuz etki iste bu bölgeye iletilen radyasyon dozunda olacaktır. Böyle bir durumda hastalığın bulunduğu bölgeyi eFOV alanından uzaklaştırmak yani lateralde hastalıklı bölgenin tersi yönünde hastayı kaydırarak BT görüntülerini elde etmek, oluşabilecek artefaktın sebep olacağı olumsuz durumları minimize etmeye ya da ortadan kaldırmaya yardımcı olacaktır. Ayrıca, tedavi planlamasını yapan medikal fizikçi, planlama sırasında ışın demeti oryantasyonunu yaparken BT numarası ve uzaysal çözünürlüğün değiştiği alanları göz önüne alıp uygun açıları kullanarak artefaktlı bölgeyi tedavi alanının dışında bırakabilir. BT tarayıcı teknikeri ve medikal fizikçinin bu görüntü artefaktının ve bu artefaktın sebep olacağı doz hesaplamasındaki etkinin farkında olması gerekir.

7. KAYNAKLAR

1. ERTÜRK M. E. - Film Dozimetre Ve iki Boyutlu İyon Odası Kullanılarak Oluşturulan Doz Haritalarının Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Doz Haritaları ile Karşılaştırılması- yüksek lisans tezi-Ankara 2008.

2. BEYZADEOĞLU M. Murat, Cüneyt EBRULUĞ, Temel Radyasyon Onkolojisi, Gata Yayınları, Ankara, 2008.

3. UZAL C.- Kanserde Işınlama Teknikleri, Dizgi Baskı, Ankara, 1995.

4. MA Ebert,1,2 J Kenny3 and PB Greer, Experience converting an RT department to full BT simulation: Technical issues identified during commissioning of a wide-bore scanner- 14 JUL 2009.

5. Mutic S, Palta JR, Butker EK et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med Phys 2003.

6. Sontag MR, Battista JJ, Bronskill MJ, Cunningham JR. Implications of computed tomography for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations. Radiology 1977.

7. Vincent Wu, Matthew B. Podgorsak, Tuan-Anh Tran, Harish K. Malhotra and Iris Z. Wang-Dosimetric impact of image artifact from a wide-bore BT scanner in radiotherapy treatment planning-Department of Radiation Medicine, Roswell Park Cancer Institute, Buffalo, New York 14263 published online 30 June 2011.

8. Aird EGA, Conway J. BT simulation for radiotherapy treatment planning BJR December 1, 2002 vol. 75 no. 900 937-949.

9. Garcia-Ramirez JL, Mutic S, Dempsey JF, Low DA Purdy JA. Performance evaluation of an 85-cm-bore X-ray computed tomography scanner designed for radiation oncology and comparison with current diagnostic BT scanners International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics, Volume 52, Issue 4, Pages 1123-1131.

10. Büyükuslu H. Isparta'nın Yalvaç ilçesi ve çevresinin doğal fon (background) radyasyon düzeylerinin araştırılması. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2007.

11. Martin JE. Physics for radiation protection: A handbook. Second Edition. Weinheim,Wiley-VCH, 2006; 149-153**.**

12. Turhan A. Borlamanın paslanmaz çeliğin radyasyon zırhlama özelliğine etkisinin araştırılması. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2008.

13. Yurt A. Radyoloji- BT teknolojileri ve görüntüleme fiziği ders sunumu.

14. Martin JE. Physics for radiation protection: A handbook. Second Edition. Weinheim, Wiley-VCH, 2006; 149-153.

15. Karakuza A. Kimyasal etkilerin betonların radyasyon zırhlama özellikleri üzerine etkisinin araştırılması. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2007.

16. Cangüzel T. Radyasyonun biyolojik etkileri, 1981.

17. W.A. 2000. Computed Tomography Fundamentals System Technology, Image Quality, Applications. Publicis MCD Verlag. 218. Germany.

18. Gupta, A.K. Nelson, R.C., Johnson, G.A., Paulson, E.K., Delong, D.M. and Yoshizumi, T.Y., 2003. Optimization of Eight-Element Multi-Detector Row Helical CT Technology for Evaluation of the Abdomen, Radiology, Vol 227; 739-745.

19. Kalra MK, et al. Multidedector CT technology, current status and emrging developments. J Comput Assist Tomogr 2004; 28(1): S2-S6

20. Atasoy Ç. Multislice BT: genel ilkeler ve yararlılıklar. Bilgisayarlı Tomografi. 23. Ulusal radyoloji kongresi 2002, Göynük,Antalya

21. http://www.rehberim.net/forum/saglik-213/863595-tomografi-nedir.html Erişim tarihi : 07.08.2012

22. Rydberg J, Liang Y, Teague SD. Fundamentals of Multichannel CT. Radiol Clin North Am 2003;41(3):465-75

23. Adapınar B. Temel radyoloji teknigi. 3.baskı Günes-Nobel, 1997:357-372

24. Atasoy Ç. Multislice BT: genel ilkeler ve yararlılıklar. Bilgisayarlı Tomografi. 23. Ulusal radyoloji kongresi 2002, Göynük,Antalya

25. Dr. Ragıp Özkan, BT temel prensipleri

26. Tolga İNAL, 'X-Işını Bilgisayarlı Tomografisi (Computed Tomography-CT) Tek ve Çok Kesitli Sistemlerde Kalite Kontrol Testlerinin Standartizasyonu', yüksek lisans tezi, 2007.

27. Tolga İNAL, 'X-Işını Bilgisayarlı Tomografisi (Computed Tomography-CT) Tek ve Çok Kesitli Sistemlerde Kalite Kontrol Testlerinin Standartizasyonu', yüksek lisans tezi, 2007.

28. McCollough, C.H. and Zink, F.E. 2000. Performance Evaluation of CT Systems. RSNA Categorical in Diagnostic Radiology Physics: CT and US Cross-sectional Imaging, 189-207.

29. Anonymous. 1997. Recommended standards for routine performance testing of diagnostic x-ray imaging systems. IPEM (Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology); Report No.77, first edition 1997.

30. Kagawa K, Lee W, Schultheiss T, Hunt M, Shaer A, Hanks G. (1997). Initial Clinical Assessment Of Ct-Mri Image Fusion Software In Localization Of The Prostate For 3D Conformal Radiation Therapy. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 38, No. 2, 319-325.

31. Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi, Tıbbiradyofizik Bölümü, Radyoterapi Fiziği Dersi, Dr. Nezahat Olacak, 2012.

32. http://www.supertechx-ray.com/CT/CTQAPhantoms/76-430.html Erişim tarihi : 15.07.2012

33. http://www.radpro-int.com/accessories/phantoms/rsd/index.php Erişim tarihi: 15.07.2012

34. ''İnstruction Manuel of ART Phantoms'', Radiology Support Devices.

35. SOMATOM Emotion Duo Emotion 6, Application Guide, Siemens Medical Systems.

36. http://medicalphysicsweb.org/cws/product/P000011243 Erişim tarihi : 19.08.2012

37. Alexander A. Zamyatin, Satoru Nakanishi 2007. Extension of the reconstruction field of view and truncation correction using sinogram decomposition, American Association of Physicists in Medicine. [DOI: 10.1118/1.272165]

38. B. Ohnesorge, T. Flohr, K. Schwarz, J. P. Heiken, and K. T. Bae, "Efficient correction for CT image artifacts caused by objects extending outside the scan field of view," Med. Phys. 27, 39–46 2000.

39. Saeed Ahmad Buzdar, M. Afzal, Andrew Todd-Pokropek. Comparison Of Pencil Beam And Collapsed Cone Algorithms, In Radiotherapy Treatment Plannıng For 6 and 10 Mv Photon, J Ayub Med Coll Abbottabad 2010;22(3)

40. Cozzi L, Fogliata A, Buffa F and Bieri S 1998 Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy Radiother. Oncol. 48 335–8

41. Thomas S. J. 1999 Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning Br. J. Radiol. 72 781–6

42. Ulla Ramm, Marc Damrau. Influence of CT contrast agents on dose calculations in a 3D treatment planning system. Phys. Med. Biol. 46 (2001) 2631–2635

43. Ebert MA, Lambert J, Greer P. CT-ED conversion on a GE Lightspeed-RT scanner: influence of scanner settings. Australas Phys Eng Sci Med 2008; 31 (1): 10–17.

44. Kilby W, Sage J, Rabett V. Tolerance levels for quality assurance of electron density values generated from CT in radiotherapy treatment planning. Phys Med Biol 2002; 47: 1485–92.

45. Wei J, Sandison GA, His W-C, Ringor M, Lu X. Dosimetric impact of a CT metal artefact suppression algorithm for proton, electron and photon therapies. Phys Med Biol 2006; 51: 5183–97.

46. H. Huizenga and P. R. M. Storchi. The Use Of Computed Tomography Numbers In Dose Calculations For Radiation Therapy. Acta Radiologica Oncology 24 (1985) Fasc.6

8. EKLER

8.1. Etik Kurul Raporu

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No:2012/26-18**	**Tarih: 02.08.2012**
	Prof.Dr.Süleyman MEN 'in sorumlusu Aşkın AYDEMİR'in proje yürütücüsü olduğu **"Geniş Alan BT Taramalarında Alan Kenarlarında Oluşan Görüntü Artefaktlarının Radyoterapi Planlamasında Hesaplanan Doza Etkisi"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr..Besti ÜSTÜN (Başkan Yardımcısı)	Ph.D.Yüksek Hemşire	DEU Hemşirelik Fakültesi	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Osman AÇIKGÖZ	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Mehtap MALKOÇ	Ph.D.Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Adnan MENDERES	Plastik Cerrahi	DEU Tıp Fakültesi Plastik Cerrahi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Hüseyin BASKIN	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Refik MAS	İç Hastalıkları (Geriatri B.D)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Katılmadı
Doç.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Işıl TEKMEN	Histoloji ve Embriyoloji	DEU Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Meltem Kutlu GÜRSEL	Hukuk	D.E.Ü Hukuk Fakültesi İdare Hukuku Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
İhsan ÇELİKDEMİR	Sağlık mensubu olmayan üye	75. Yıl Özel İlköğretim Okulu Müdür Yrd.	Erkek	E ☐	H ☒	

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

8.3. ÖZGEÇMİŞ

ADI SOYADI: AŞKIN AYDEMİR

TC Kimlik No / Pasaport No:	17750649144
Doğum Yılı:	1987
Yazışma Adresi :	Mithatpaşa cad. 180 sok. No: 20 Küçükyalı/İZMİR
Telefon :	507-770 60 96
Faks :	-
e-posta :	askinefeaydemir@hotmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
T.C.	Ege Üniversitesi	Fen Fakültesi	Fizik	3,1	2010

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
				.	

UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları

DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

Son Bir Yılda Uluslararası İndekslere Kayıtlı Makale/Derleme İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Son Bir Yılda Projeler İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Yayınlara Alınan Toplam Atıf Sayısı			
Danışmanlık Yapılan Öğrenci Sayısı		**Tamamlanan**	**Devam Eden**
	Yüksek Lisans		

	Doktora		
	Uzmanlık		
Diğer Faaliyetler (Eser/görev/faaliyet/ sorumluluk/olay/üyelik vb.)			

ÖDÜLLER

	Ödülün Adı	**Alındığı Kuruluş**	**Yılı**
☐			

YAYINLARI

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar
