T.C.
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TORAKS BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ TARAMASI YAPILAN HASTALARDA TİROİD GLAND VE ORBİTALARIN MARUZ KALDIĞI YÜZEY DOZLARININ İKİ FARKLI CİHAZDA DOZİMETRİK YÖNTEMLERLE BELİRLENMESİ VE KARŞILAŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Semra ARSLAN

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

Ankara, 2019

T.C.

ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TORAKS BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ TARAMASI YAPILAN HASTALARDA TİROİD GLAND VE ORBİTALARIN MARUZ KALDIĞI YÜZEY DOZLARININ İKİ FARKLI CİHAZDA DOZİMETRİK YÖNTEMLERLE BELİRLENMESİ VE KARŞILAŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Semra ARSLAN

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

Ankara, 2019

T.C.

ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Toraks Bilgisayarlı Tomografi Taraması Yapılan Hastalarda Tiroid Gland ve Orbitaların Maruz Kaldığı Yüzey Dozlarının İki Farklı Cihazda Dozimetrik Yöntemlerle Belirlenmesi ve Karşılaştırılması

Semra ARSLAN

Yüksek Lisans Tezi

08.03.2019

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin ÇETİN

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Mehmet GÜMÜŞ

Prof. Dr. Mehmet YURDAKUL

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

Doç. Dr. Ender ŞİMŞEK

Enstitü Müdürü

Bu tezin Yüksek Lisans derecesi için gereken tüm şartları sağladığını tasdik ederim.

BEYAN

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

08.03.2019



Semra ARSLAN

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince kendisine ne zaman danışsam bana zaman ayırıp elinden geldiğince yardımcı olmaya çalışan ve desteğini esirgemeyen saygıdeğer danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin Çetin'e,

Tezin laboratuvar çalışmalarının yapılabilmesi için yardımcı olan ve imkan sağlayan Ankara Üniversitesi Nükleeer Bilimler Enstitüsü Müdürü Sayın Prof. Dr. Niyazi Meriç'e, TLD kalibrasyonu ve okuma işlemlerinin her aşamasında vermiş olduğu destek ve katkılarından dolayı Arş. Gör. Engin Aşlar'a,

Tez çalışmasının hastane aşamasında verilerin elde edilmesindeki tüm süreçlerde bana her türlü imkanı sağlayan ve yardımcı olan Radyoloji Teknisyenleri İrfan Kahvecioğlu, Ayşegül Karcıoğlu, Gülbahar Ocak, Fatmacan Ekici, Halime ve Zeki Balcı'ya,

Tez çalışmam boyunca maddi manevi desteğini esirgemeyen sevgili aileme ve yardımını esirgemeyen herkese teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **i**

ABSTRACT ..... **ii**

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ ..... **iii**

ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **v**

TABLOLAR DİZİNİ ..... **x**

1. GİRİŞ **1**

2. GENEL BİLGİLER **5**

2.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazları 5

2.1.1. Çift Tüplü Bilgisayarlı Tomografi Teknolojisi 8

2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi Cihazının Çalışma Prensibi 9

2.1.3. Bilgisayarlı Tomografi Cihazının Bileşenleri 10

2.1.3.1. Tarayıcı 10

2.1.3.2. Bilgisayar 11

2.1.3.3. Görüntüleme Ünitesi 12

2.1.3.4. Bilgisayarlı Tomografide Kontrast Madde Kullanımı 13

2.2. X-Işınları 13

2.2.1. X-Işınları Tarihçesi 13

2.2.2. X-Işınlarının Özellikleri 14

2.2.3. X-Işını Tüpü ve Oluşumu 16

2.2.4. STRATON X-Işını Tüpü 17

2.2.5. Hareketli Odak Noktası 18

2.2.6. X-Işını Çeşitleri 20
2.2.6.1. Sürekli (Frenleme) X-Işınları.....20
2.2.6.2. Karakteristik X-Işınları.....20
2.3. Radyasyon Çeşitleri 21
2.3.1. Parçacık Tipi İyonize Radyasyon.....21
2.3.2. Dalga Tipi İyonize Radyasyon.....22
2.4. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi 22
2.4.1. Yüklü Parçacıklar 23
2.4.2. Ağır Yüklü Parçacıklar 23
2.4.3. Hafif Yüklü Parçacıklar.....25
2.5. X-ışınını Madde ile Etkileşimi 26
2.5.1. Fotoelektrik Soğurulma 26
2.5.2. Compton Saçılması.....27
2.5.3. Çift Oluşumu.....28
2.6. Tiroid ve Anatomisi.....29
2.7. Göz Anatomisi.....30
2.8. Bilgisayarlı Tomografide Kullanılan Doz Nicelikleri 31
2.8.1. Bilgisayarlı Tomografide Doz İndeksi (CTDI).....31
2.8.2. $CTDI_{FDA}$.....32
2.8.3. $CTDI_{100}$.....32
2.8.4. Ağırlıklı Toplam Bilgisayarlı Tomografi Doz Endeksi ($CTDI_w$): 34
2.8.5. Ağırlıklı Hacim Bilgisayarlı Tomografi Doz Endeksi ($CTDI_{vol}$): 34

2.8.6. Doz Uzunluk Çarpımı (DLP) 35

2.9. BT'de Radyasyon Dozunu Etkileyen Parametreler 36

2.9.1. Tüp Akımı - Rotasyon Süresi (mAs) 36

2.9.2. Tüp Voltajı (kV) 37

2.9.3. Kesit Kolimasyonu (h_{col}) ve Kesit Genişliği (h_{rec}) 37

2.9.4. Pitch Faktörü 38

2.9.5. Obje Çapı ve Hasta Ağırlığı 39

2.10. Termolüminesans Dozimetreler 40

2.10.1. Termolüminesans Dozimetrelerde Duyarlılık 41

2.10.2. Doz Cevabı 41

2.10.3. Işıma Eğrisi 42

2.11. Radyasyon Doz Birimleri 43

2.11.1. Işınlama Birimi 44

2.11.2. Soğurulmuş (Absorblanmış) Doz Birimi 44

2.11.3. Eşdeğer Doz (Biyolojik Doz) 45

2.11.4. Etkin Doz 45

2.11.5. Kollektif Etkin Doz 46

2.11.6. Yüzey Dozu Oluşumu 47

3. MATERYAL VE YÖNTEM 48

3.1. Materyal 48

3.1.1. Harshaw TLD Okuyucu 49

3.1.2. TLD Fırını 50

3.1.3. Metal Düzenek 51

3.1.4. Termolüminesans Dozimetrelerin Kalibrasyonu 51

3.1.5. TL Okuması 53

3.1.6. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....53

3.2. Yöntem.....54

4. BULGULAR.....55

4.1. Termolüminesans Dozimetrelerin Doz Cevabı 55

4.2. Ölçülen Yüzey Dozları ve Diğer Bulgular.....56

5. TARTIŞMA.....86

6. SONUÇ VE ÖNERİLER 90

7. KAYNAKLAR 93

8. EKLER.....101

EK-1. Etik Kurul Raporu.....101

EK-2. Özgeçmiş 102

ÖZET

Toraks Bilgisayarlı Tomografi Taraması Yapılan Hastalarda Tiroid Gland ve Orbitaların Maruz Kaldığı Yüzey Dozlarının İki Farklı Cihazda Dozimetrik Yöntemlerle Belirlenmesi ve Karşılaştırılması

Bu çalışmada iki farklı bilgisayarlı tomografi cihazında, her bir cihazda 50 hasta olmak üzere toplamda 100 hastada tiroid gland, sağ göz ve sol göz yüzeyinden doz ölçümleri alınmıştır. Dozimetrik ölçümlerde TLD-100 dozimetreleri kullanılmıştır. Toraks tomografi taraması yapılan hastalar üzerinde üç farklı noktadan alınan ölçüm sonuçlarına göre, 128-kesit BT cihazında ölçülen yüzey dozlarının 16-kesit BT cihazında ölçülen yüzey dozlarından anlamlı derecede yüksek olduğu gözlenmiştir. Aynı zamanda tarama elde edilen ve radyasyon dozunun değerlendirilmesinde kullanılan doz ölçüm göstergelerinden $CTDI_{vol}$, DLP, total DLP, kV, mAs, ışınlama süresi, kesit kalınlığı, pitch ve kesit sayısı gibi çekim parametreleri ve yaş, kilo, boy değişkenleride çalışmaya eklenmiştir. Total DLP, kesit sayısı, yaş, kilo ve boy değişkenlerinin dağılımı her iki cihazda benzer olarak bulunmuştur. Ancak $CTDI_{vol}$, DLP, kV, mAs, ışınlama süresi, kesit kalınlığı ve pitch değerleri farklılık göstermektedir. $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP değerlerinin 16-kesit BT cihazında daha yüksek olmasına karşın ölçülen yüzey dozlarının 128-kesit BT cihazında daha yüksek olduğu gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayarlı tomografi, $CTDI_{vol}$, DLP, TLD-100 dozimetre, yüzey dozu

ABSTRACT

Determination and Comparison of Thyroid Gland and Orbital Surface Doses That Exposed to Radiation in Patients Undergoing Thorax Computed Tomography in Two Different Devices by Dosimetric Methods

In this study, thyroid gland, right eye and left eye surface dose measurements were taken, in two different computed tomography devices, 50 patients in each device, in total 100 patients. TLD-100 dosimeters were used for dosimetric measurements. According to the measurement results obtained from three different points on the patients who underwent thorax tomography scanning, the measured surface doses in the 128-section CT device were found to be significantly higher than the surface doses measured in the 16-section CT device. At the same time, the measurement parameters such as $CTDI_{vol}$, DLP, total DLP, kV, mAs, scan time, slice thickness, pitch and number of slices, which are obtained during scanning and used in the evaluation of radiation dose, were added to the study. The distribution of total DLP, number of slices, age, weight and height variables was similar in both devices. However, $CTDI_{vol}$, DLP, kV, mAs, scan time, slice thickness and pitch values differ. $CTDI_{vol}$, DLP and total DLP values were higher in the 16-section CT device, but the measured surface doses were higher in the 128-section CT device.

Keywords: Computed tomography, $CTDI_{vol}$, DLP, TLD-100 dosimetry, surface dose

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AEC : Otomatik Işınlama Kontrolü

ALARA : As Low As Reasonably Achievable

BT : Bilgisayarlı Tomografi

CNR : Kontrast Gürültü Oranı

CTDI : Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi

ÇDBT : Çok Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi

DEBT : Dual Enerji Bilgisayarlı Tomografi

DLP : Doz Uzunluk Çarpımı

DSCT : Çift Tüplü Bilgisayarlı Tomografi

FDA : Food and Drug Administration

FOV : Görüntüleme Alanı

Gy : Gray

HU : Hounsfield Numarası

ICRP : International Commission on Radiological Protection

kV : Kilo Volt

LiF : Lityum Florür

LiF:Mg,Ti : Magnezyum ve Titanyum Katkılı Lityum Florür

mA : Mili Amper

mAs : Mili Amper Saniye

mGy : Mili Gray

MSAD : Multiple Scan Average Dose

mSv : Mili Sievert

nC : Nanocoulomb

PMT : Foto Çoğaltıcı Tüp

R : Röntgen

SD : Standart Sapma

SSCT : Tek Tüplü Bilgisayarlı Tomografi

Sv : Sievert

TL : Termolüminesans

TLD : Termolüminesans Dozimetre

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. 1970'lerde önerilen dört nesil BT cihazının yıllara göre gelişimi. 6

Şekil 2.2. Spiral BT'de kesit geometrisinin şematik gösterimi. 7

Şekil 2.3. Çift tüplü BT cihazı temel dizaynı. 8

Şekil 2.4. BT'nin çalışma sistemi. 9

Şekil 2.5. Tarayıcı ünitesinin elemanları olan gantri ve hasta masası. 10

Şekil 2.6. Hounsfield ölçeğinde gri tonların dağılımı. 11

Şekil 2.7. Operatör odasından görüntülerin kaydedilmesi. 12

Şekil 2.8. BT Görüntü taraması ve voxel. 13

Şekil 2.9. Wilhelm Röntgen'in eşi Anna Bertha'nın elinin X-ışını görüntüsü. 14

Şekil 2.10. Elektromanyetik spektrum. 16

Şekil 2.11. X-ışınlarının oluşumu. 16

Şekil 2.12. a) Straton tüpü b) Konvansiyonel tüp. 17

Şekil 2.13. Straton X-ışını tüpünün yapısı ve bileşenleri. 18

Şekil 2.14. Straton X-ışını tüpünün katot yapısı. 18

Şekil 2.15. Straton X-ışını tüpünün manyetik sisteminin şeması: 1. Anot diski, 2. Odak noktası yüzeyi, 3. Elektron demeti, 4. Döner katot, 5. Manyetik saptırıcı sistem bileşenleri, 6. X-ışını demeti. 19

Şekil 2.16. Hareketli odak noktası sistemi: 1. Anot diski, 2. Elektron ışını, 3. Odak noktası yüzeyi, 4. Elektron ışını demeti, 5-6. Demir boyunduruk, 7-10. Kutup konumları, 11-14. Saptırıcı sistem bobinleri, 15-18. Kuadrupol alan bobinleri, 19-20. Radyal yönde saptırıcı bobinler, F1 ve F2 X-ışını demeti. 19

Şekil 2.17. a) X-ışını sürekli spektrumu b) Bremstrahlung ışınımı. 20

Şekil 2.18. a) Yörüngeler arası geçişler b) Karakteristik X-ışını. 20

Şekil 2.19. Radyasyon çeşitleri. 21

Şekil 2.20. Atomun uyarılması. 24

Şekil 2.21. Ağır yüklü parçacık için derin doz dağılımı. 24

Şekil 2.22. Alfa ve beta parçacıklarının menzilleri. 25

Şekil 2.23. Gelen X-ışını bir iç-kabuk elektronunun iyonizasyonu sırasında tamamen soğurulduğu zaman, fotoelektrik etki meydana gelir....26

Şekil 2.24. Compton saçılması. 28

Şekil 2.25. Çift oluşumu. 28

Şekil 2.26. Tiroid anatomisi. 29

Şekil 2.27. Tiroid cerrahi anatomisi. 30

Şekil 2.28. a) Gözün önden görünümü b) Gözün önden ve yandan kesit olarak şematik görünümü. 30

Şekil 2.29. a) 20 cm tarama uzunluğunda DLP'nin demet genişliği ile değişimi, b) 10 cm tarama uzunluğunda DLP'nin demet genişliği ile değişimi. 37

Şekil 2.30. Görüntü kalitesi niceliklerinin kesit genişliği ile bağıl değişimi. 38

Şekil 2.31. a) Sabit mAs ve sabit efektif mAs durumlarında bağıl gürültünün pitch faktörü ile değişimi. b) Efektif mAs ayarı kullanılan ve kullanılmayan tarayıcılarda mAs'in pitch faktörü ile değişimi. 39

Şekil 2.32. Hasta ağırlığına göre üç farklı seviyede mA adaptasyonu. 40

Şekil 2.33. Tez çalışmasında kullanılan TLD dozimetriye ait ışıma eğrisi. 41

Şekil 2.34. TL eğrisinin soğurulan doza göre şematik gösterimi. 42

Şekil 2.35. TLD 100 materyalinin 60 mGy Co^{60} kaynağı ile ışınlamasına ait ışıma eğrisi. 43

Şekil 2.36. Hasta dozu ölçüm yöntemi. 47

Şekil 3.1. Tez çalışmasında kullanılan dozimetreler. 49

Şekil 3.2. Bilgisayar ve Harshaw TLD okuyucu cihazı. 49

Şekil 3.3. TLD okuyucu cihazının genel çalışma prensibinin şematik gösterimi. 50

Şekil 3.4. TLD fırını. 50

Şekil 3.5. TLD'lerin kodlanması ve tavlama işlemleri için kullanılan metal düzenek. 51

Şekil 3.6. 10 mGy ışınlama sonrası TLD'nin ışıma eğrisi ve nC olarak doz cevabı..52

Şekil 3.7. 10 mGy ışınlama sonrası TLD'nin siyah cisim ışımasından dolayı oluşan ışıma eğrisi ve nC olarak doz cevabı. 52

Şekil 3.8. Işınlama öncesi TLD'lerin hasta üzerindeki konumu. 54

Şekil 4.1. 16-kesit BT cihazında tiroid gland yüzeyine ait yüzey dozunun dağılımı (Ortalama Yüzey Dozu: 19,903 mGy). 57

Şekil 4.2. 16-kesit BT cihazında sağ göz yüzeyine ait yüzey dozunun dağılımı (Ortalama Yüzey Dozu: 1,246 mGy). 57

Şekil 4.3. 16-kesit BT cihazında sol göz yüzeyine ait yüzey dozunun dağılımı (Ortalama Yüzey Dozu: 1,252 mGy). 57

Şekil 4.4. 128-kesit BT cihazında tiroid gland yüzeyine ait yüzey dozunun dağılımı (Ortalama Yüzey Dozu: 26,469 mGy). 59

Şekil 4.5. 128-kesit BT cihazında sağ göz yüzeyine ait yüzey dozunun dağılımı (Ortalama Yüzey Dozu: 1,638 mGy). 59

Şekil 4.6. 128-kesit BT cihazında sol göz yüzeyine ait yüzey dozunun dağılımı (Ortalama Yüzey Dozu: 1,580 mGy). 59

Şekil 4.7. 16-kesit BT cihazında $CTDI_{vol}$ dozunun dağılımı (Ortalama $CTDI_{vol}$: 13,632 mGy). 62

Şekil 4.8. 16-kesit BT cihazında DLP dozunun dağılımı (Ortalama DLP: 474,083 mGy). 62

Şekil 4.9. 16-kesit BT cihazında total DLP dozunun dağılımı (Ortalama Total DLP: 479,360 mGy). 62

Şekil 4.10. 128-kesit BT cihazında $CTDI_{vol}$ dozunun dağılımı (Ortalama $CTDI_{vol}$: 11,252 mGy). 64

Şekil 4.11. 128-kesit BT cihazında DLP dozunun dağılımı (Ortalama DLP: 406,841 mGy). 64

Şekil 4.12. 128-kesit BT cihazında total DLP dozunun dağılımı (Ortalama Total DLP: 424,720 mGy). 64

Şekil 4.13. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastaya ait kV değerlerinin dağılımı (Ortalama kV: 124,800). 67

Şekil 4.14. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastaya ait mAs değerlerinin dağılımı (Ortalama mAs: 132,903). 67

Şekil 4.15. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastaya ait ışınlama süresi değerlerinin dağılımı (Ortalama Işınlama Süresi: 15,131 s). 67

Şekil 4.16. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastaya ait kV değerlerinin dağılımı (Ortalama kV: 109.200). 69

Şekil 4.17. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastaya ait mAs değerlerinin dağılımı (Ortalama mAs: 213,960). 69

Şekil 4.18. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastaya ait ışınlama süresi değerlerinin dağılımı (Ortalama Işınlama Süresi: 7,618 s). 69

Şekil 4.19. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın kesit kalınlığı değerlerinin dağılımı (Ortalama Keslt Kalınlığı:2,240 mm). 72

Şekil 4.20. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın pitch değerleri dağılımı (Ortalama Pitch: 0,903). 72

Şekil 4.21. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın kesit sayısı değerleri (Ortalama Kesit Sayısı: 217,540). 72
Şekil 4.22. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın kesit kalınlığı değerlerinin dağılımı (Ortalama Kesit Kalınlığı: 1,980). 74
Şekil 4.23. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın pitch değerleri dağılımı (Ortalama Pitch: 0.722). 74
Şekil 4.24. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın kesit sayısı değerleri dağılımı (Ortalama Kesit Sayısı: 171,840). 74
Şekil 4.25. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın yaş dağılımı (Ortalama Yaş: 57,56). 77
Şekil 4.26. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın kilo dağılımı (Ortalama Kilo:75,12 kg). 77
Şekil 4.27. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın boy dağılımı (Ortalama Boy:163,28 cm). 77
Şekil 4.28. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın yaş dağılımı (Ortalama Yaş: 57,32). 79
Şekil 4.29. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın kilo dağılımı (Ortalama Kilo: 75,86 kg). 79
Şekil 4.30. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın boy dağılımı (Ortalama Boy: 162,84 m). 79
Şekil 4.31. Tiroid dozu için temel fonksiyon sayılarına göre model GCV değerleri. 81
Şekil 4.32. Tiroid dozu üzerine etkisi olan değişkenlerin etki grafiği. 83

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. X-ışınlarının genel özellikleri ve madde etkileşmesi. 15

Tablo 2.2. Organ ve dokular için değişen doz ağırlık katsayıları. 45

Tablo 2.3. Radyasyon çalışanları ve toplum üyeleri için doz sınırları. 46

Tablo 4.1. TLD'lerin doz cevabı. 55

Tablo 4.2. 16-kesit BT cihazında 50 hastaya ait tiroid gland, sağ göz ve sol göz doz değerleri. 56

Tablo 4.3. 128-kesit BT cihazında 50 hastaya ait tiroid gland, sağ göz ve sol göz doz değerleri. 58

Tablo 4.4. Tiroid, sağ göz ve sol göz doz değerlerinin gruplarda karşılaştırılması. ..60

Tablo 4.5. 16-kesit BT cihazında 50 hastaya ait $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP doz değerleri. 61

Tablo 4.6. 128-kesit BT cihazında 50 hastaya ait $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP doz değerleri. 63

Tablo 4.7. $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP değerlerinin gruplarda karşılaştırılması. 65

Tablo 4.8. 16-kesit BT cihazında 50 hastaya ait kV, mAs ve ışınlama süresi değerleri. 66

Tablo 4.9. 128-kesit BT cihazında 50 hastaya ait kV, mAs ve ışınlama süresi değerleri. 68

Tablo 4.10. kV, mAs ve ışınlama süresi değerlerinin gruplarda karşılaştırılması. 70

Tablo 4.11. 16-kesit BT cihazında 50 hastaya ait kesit kalınlığı, pitch ve kesit sayısı değerleri. 71

Tablo 4.12. 128-kesit BT cihazında 50 hastaya ait kesit kalınlığı, pitch ve kesit sayısı değerleri. 73

Tablo 4.13. Kesit kalınlığı, pitch ve kesit sayısı değerlerinin gruplarda karşılaştırılması. 75

Tablo 4.14. 16-Kesit BT cihazında 50 hastaya ait yaş, kilo ve boy değerleri. 76

Tablo 4.15. 128-kesit BT cihazında 50 hastaya ait yaş, kilo ve boy değerleri. 78

Tablo 4.16. Hastaların yaş, kilo ve boy değerlerinin gruplarda karşılaştırılması. 80

Tablo 4.17. Gruplarda $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP değerleri ile tiroid gland, sağ göz ve sol göz doz değerleri arasındaki ilşki. 80

Tablo 4.18. Tiroid dozu için oluşturulan modellere ilişkin tanımlayıcı bilgiler. 81

Tablo 4.19. MARS modelinde yer alan temel fonksiyonlar. 82

Tablo 4.20. Geriye doğru adımsal eleme yöntemi sonucunda elde edilen son modele ait bilgiler. 82

Tablo 4.21. Modelde tiroid dozuna etki eden değişkenlerin önem düzeyleri. 83

1. GİRİŞ

Bilgisayarlı tomografi (BT), X-ışını kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik görüntüleme yöntemidir (1). Tomografi, Yunanca TOMOS (kesit, dilim) ve GRAPHY (grafik, görüntü) kelimelerinin birleşiminden oluşmaktadır (2).

Allan McLeod Cormack, biyolojik sistemde doğru bir radyografik kesitin gösterilmesi için analiz koşullarını, 1963 ve 1964 yıllarında yayınladığı iki makalede matematiksel modelleme ile teorize etmiştir (3, 4).

İlk ticari BT tarayıcısı İngiltere'de EMI merkezi araştırma laboratuvarında Sir Hounsfield tarafından icat edildi. Hounsfield fikrini 1967'de tasarladı. 1971 yılında Wimbledon'da Atkinson Hastanesinde Radyolog James Ambrose tarafından ilk hasta tarandı (5) ve 1972'de kamuya açıklandı. 1973'e gelindiğinde, ilk bilgisayarlı tomografik tarayıcılar, önce beyin için ve daha sonra, modifikasyondan sonra tüm vücut görüntüleme için klinik olarak kullanıldı.

Güney Afrika doğumlu nükleer fizikçi Allan McLeod Cormack ve Sir Godfrey Bewbold Hounsfield, X-ışını temelli BT ve tanısal teknikler üzerine yaptığı çalışmalar nedeniyle 1979 yılında Nobel Fizyoloji ve Tıp Ödülü'nü almışlardır (6).

BT'nin ilk başarılı klinik uygulamaları 1967 yılında Housfield trarafından gerçekleştirilmiştir. Bu icatla tıp alanına eşsiz bir katkı sağlamıştır. Ülkemizde 1976'da Hacettepe Üniversitesi Hastanesi'nde BT'nin ilk kullanımı gerçekleştirilmiştir. İlk BT cihazlarında tek bir kesit verisinin elde edilebilmesi 5 dakika gibi uzun bir süre gerektirdiğinden bu durum BT uygulamasının sadece beyin incelenmesiyle sınırlı kalmasına sebep olmuştur. Sürenin uzun olması solunum, intestinal peristaltizm gibi sınırlamalar BT'nin toraks, batın gibi uygulama alanlarında kullanılmasını geciktirmiştir. Sürekli gelişim gösteren BT, rutin kullanımda bir dizi evrim geçirerek bu dezavantajlarından arındırılmıştır (1).

BT inceleme, radyolojideki görüntüleme yöntemleri içerisinde vücuda en çok radyasyon veren yöntemdir. Normal bireylerde BT inceleme sırasında verilen radyasyonun en önemli riski kanser oluşturmasıdır (7).

Görüntüleme prosedürleri sırasında X-ışını radyasyonuna maruz kalma, biyolojik etkiler oluşturabilir. İyonlaştırıcı radyasyon, hücre büyümesi regülasyonu, normal nükleer yapının kaybı, DNA'nın parçalanması ve tümör oluşumu ile ilgili genlerde değişikliklere yol açabilen apoptoz veya radyasyon kaynaklı reprodüktif başarısızlık ile hücre öldürme yeteneğine sahiptir (8). Bu etkiler, bireyin yaşam boyu kanser geliştirme riskini veya gelecek nesillerdeki kalıtsal etkisini artıran kanser ve kalıtsal etkileri içerir. Bu etkilere ek olarak, hasta radyasyon dozunda büyük bir değişkenlik görülmektedir (9, 10, 11, 12, 13). BT anjiyografi prosedürleri sırasında hastanın etkili dozlarının 2.2 ve 24.4 mSv arasında değiştiği bildirilmiştir (9). Düşük dozlarda kanser dışı hastalıkların radyasyon riskleri belirsiz olmasına rağmen, hasta radyasyon dozları, maksimum hasta korumasını sağlamak için asgari bir değerde tutulmalıdır (8, 14). Bu konuda yapılan araştırmalarda eşik bir radyasyon dozunun olmadığını ve düşük radyasyonun bile çok az oranda da olsa kanser riskini arttırdığı bildirilmiştir.

Hızlı sonuç vermesi, kolay ulaşılabilirliği ve yeni BT teknolojisinin getirdiği avantajlarla kullanımı hem erişkinlerde hem de çocuklarda her yıl artmaktadır. Bu da her geçen yıl alınan radyasyonun ve buna bağlı risklerin de artışına yol açmaktadır. Bugün birçok uluslararası organizasyon "kanser riski ile radyasyon dozu arasındaki ilişki lineerdir ve eşik değer yoktur. Doz arttıkça risk artar'' görüşünü desteklemekte ve radyasyon güvenliği konusunda ortak bir kararla, rutinde ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensiplerinin uygulanması gerektiğini savunmaktadır.

Çocuklarda radyasyon konusu daha önemlidir (7). Çocuklar küçük yetişkinler değildir ve oldukça farklı görüntüleme gereksinimlerine sahiptir. Hücreleri daha radyasyona duyarlıdır ve vücut progresyonları farklıdır. Radyasyonun çocuk hücreleri üzerindeki etkileri de kümülatiftir (birikerek artan) ve radyasyona bağlı risk her dozda artmaktadır. Bu nedenle, teşhis bilgisini en üst düzeye çıkarmak ve radyasyon dozunu en aza indirmek için tarama protokollerini bireye optimize etmek önemlidir. Tek bir BT taramasından gelen radyasyon dozu nispeten düşük olmasına rağmen, yetişkin boyutlu görüntüleme teknikleri kullanıldığında, çocuklar daha yüksek bir radyasyon

dozu alırlar. Çocukların hücreleri radyasyonun etkilerine karşı daha duyarlı olduğundan, stokastik veya belirsiz olmayan etkilerden kansere yakalanma riski dahada artmaktadır. Ayrıca, çocuk genlerinin yaşamları boyunca alınan radyasyon dozlarından, genetik etkilerinin yavrularına geçme olasılığıyla birlikte değişiklikler olabilir. Belirleyici etkiler aynı zamanda belirli doz eşiklerinin üzerinde de olabilir ve tipik olarak, yüksek dozlarda saç dökülmesi gibi tanımladığımız en kolay görünen etkilerdir. Bazı çalışmalar pediatrik BT tarama dozlarının gerekenden daha yüksek olduğunu göstermiştir, bu yüzden dozu en aza indirmek için tarama protokollerinin nasıl optimize edildiği konusunda özellikle tedbirli olunması gerekir (15).

BT'nin tıbbi görüntüleme yöntemlerinde kullanımı, 1971'deki tanıtımından bu yana geçen süre boyunca önemli ölçüde artmıştır (10). BT'nin teknolojik gelişimi, 1990'larda spiral BT teknolojisinin gelişmesine ve görüntü kalitesinin temporal (165-175 ms) ve izotropik uzaysal çözünürlüğe (0,3–0,4 mm) göre iyileştirilmesine ve görüntü elde etme sürelerinin azaltılmasına neden olmuştur. Bununla birlikte, BT prosedürleri yaş, cinsiyet ve sağlık durumuna bağlı olarak görüntü alımı sırasında yüksek radyasyon dozu nedeniyle radyojenik risk taşımaktadır (16). Son zamanlardaki çalışmalar Amerika Birleşik Devletleri'nde her yıl teşhis edilen kanserlerin % 1.5-2'sinin (29,000 kanser vakasının) BT maruziyeti ile ilişkili olduğu tahmin edilmektedir (10, 11).

Geçtiğimiz birkaç yıl içinde, özellikle çok dedektörlü BT (ÇDBT) ile ilgili olarak radyolojik çalışmalarda radyasyon dozunun azaltılmasının öneminin giderek arttığı görülmüştür. ABD'de yapılan ÇDBT çalışmalarındaki büyüme, duyarlı popülasyonlarda (çocuklar dahil) BT kullanımının giderek artması ve radyasyona maruz kalma konusunda halkın giderek artan endişelerinin ortaya çıkarmasıyla bu çalışmaların mümkün olan en az radyasyon dozu ile yapılması hız kazanmıştır (17).

Hasta radyasyon dozları ve oluşturduğu risk ile ilgili dünya çapında sınırlı veriler mevcuttur. Bu nedenle, radyasyon riskine karşı faydayı dengelemek için prosedürü doğrulayarak optimize etmek, BT prosedürleri sırasında hasta dozlarını değerlendirmek önemlidir (14, 16).

Hücrelerin, organların veya dokuların iyonlaştırıcı radyasyonun zararlı etkisine karşı göreceli kırılganlığı olarak tanımlanan radyasyon duyarlılığı, yaşa ve fiziksel ve

biyolojik faktörlere bağlı olarak farklı doku ve organlara göre değişir (14, 18). Tiroid, göz merceği, lenf nodları, gonadlar ve kırmızı kemik iliği radyasyona duyarlı dokulardır.

BT prosedürleri sırasında klinik uygulamayı iyileştirmek için düzenli hasta doz ölçümleri önerilir. Her hasta için risk küçük olsa da, giderek artan sayıda kişi maruz kaldığında, her bir muayene için giderek artan şekilde yüksek maruziyetle birleştiğinde, doğrudan BT sırasında radyasyona maruz kalmadan kaynaklanan kanser vakasına geçilebilir. BT işlemlerinde hasta dozlarındaki artışta, BT prosedürleri sırasında taranan volümü arttırma eğilimi, ileri BT cihazlarında üst üste binme taramaları, BT tetkikleri tekrarı ve uygunsuz maruz kalma faktörlerinin kullanılması gösterilmektedir (19).

Bu çalışmanın amacı toraks BT taraması yapılan hastalarda tiroid gland ve gözlerin maruz kaldığı yüzey dozunu iki farklı BT cihazında dozimetrik yöntemle ölçmek ve ölçülen doz miktarlarını karşılaştırarak maruziyet bakımından istatistiksel bir farklılığın olup olmadığını gözlemlemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazları

BT cihazları, sürekli gelişim göstererek rutin kullanım aşamalarında bir dizi evrim geçirmiş ve dezavantajlarından arındırılmıştır. BT cihazlarının geçirdikleri değişimleri 1. 2. 3. 4. ve 5. jenerasyon altında toplamak mümkündür. Bunların arasında 1. ve 2. jenerasyon cihazlar günümüzde kullanılmamaktadır (1).

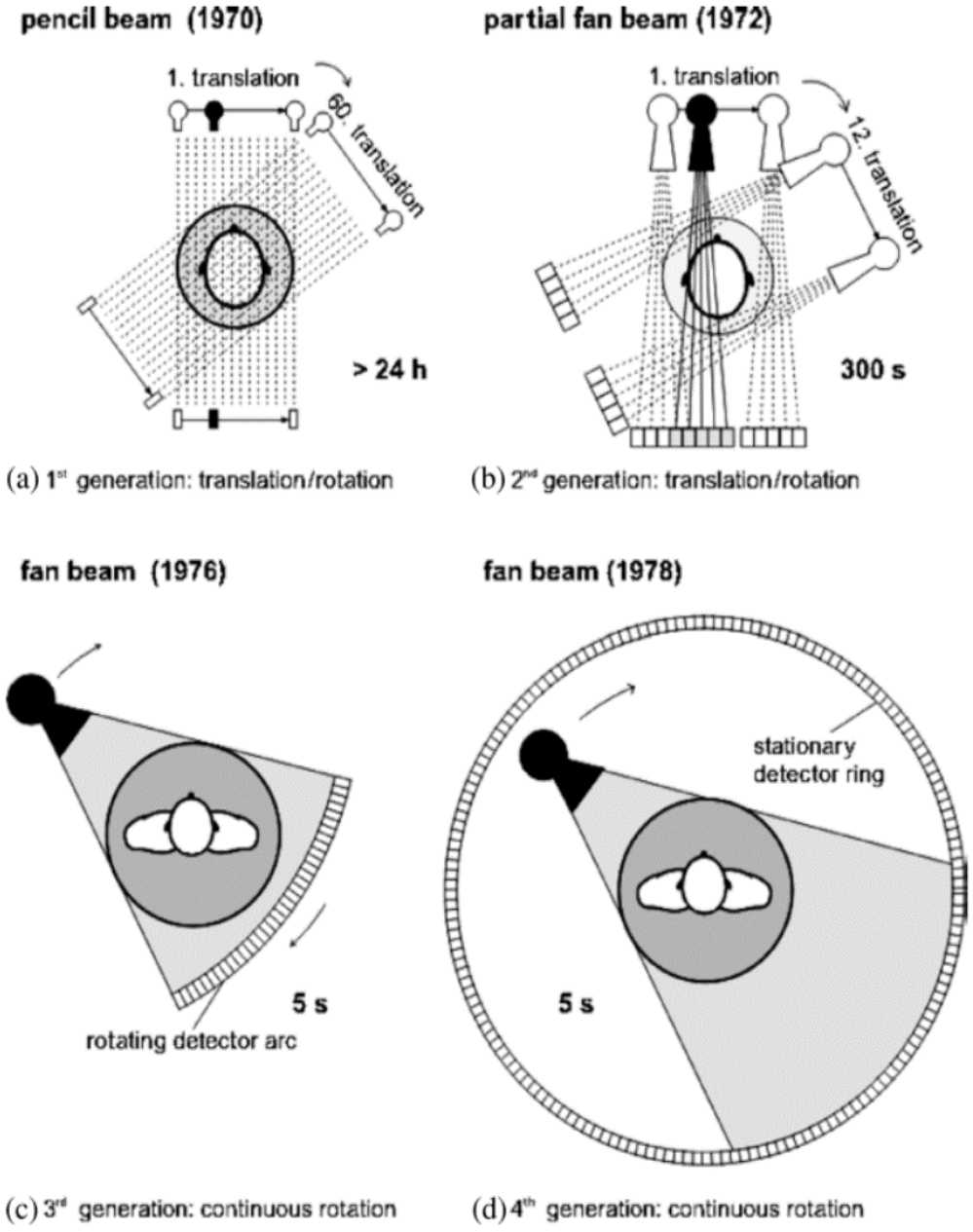
Birinci jenerasyon cihazlarda, iyonize X-ışını tüpü ve karşısında tek bir dedektör bulunmaktadır. Tüp ve dedektör hasta çevresinde birbirini görecek şekilde lineer bir çizgi boyunca hareket ederek tarama yapar. Tarama tamamlandıktan sonra tüpe 1°'lik açı verilerek 180°'lik tek bir dönüşün tamamlanmasına kadar aynı işleme devam edilir. Bu cihazlarda kesit alım süresi oldukça uzundur. Tek bir dönüşün tamamlanlaması yaklaşık 4-5 dakika sürmektedir (1).

İkinci jenerasyon cihazlarda, doğrusal olarak dizilmiş birden fazla dedektör bulunmaktadır. Her bir dedektöre denk gelecek X-ışını demeti yelpaze biçiminde genişletilmiştir. Birinci nesil cihazlarda olduğu gibi tüp ve dedektör doğrusal bir çizgi boyunca birbirini görecek biçimde hasta çevresinde hareket ederek tarama işlemini gerçekleştirir. Tamamlanan taramadan sonra tüpe 10°'lik açı verilerek tüp ve dedektör hasta etrafında 180° dönene kadar aynı işlem tekrar edilir. Bu cihazlarda tarama hızı birinci jenerasyona göre daha hızlıdır. Ayrıca birden fazla dedektöre sahip olması görüntü ayrıntısında da bir artışa sebep olmuştur.

Üçüncü jenerasyon cihazlarda, yelpaze şeklinde kolime edilmiş X-ışını demetinin karşısına çok sayıda dedektör ışın demetini görecek şekilde yerleştirilmiştir. Hasta etrafında X-ışını demeti ve dedektörler koordineli olarak 360°'lik bir dönme hareketi yaparlar. Bu cihazlarda gantri'nin tek bir dönüşü sırasında birden fazla kesit görüntüsü alması inceleme süresini de kısaltmıştır. İlk iki jenerasyon cihazlarında sadece beyin incelemesi yapılırken üçüncü jenerasyon cihazlarda tüm vücut incelemeleri yapılır.

Dördüncü jenerasyon cihazlarda, gantri boşluğunu 360° çevreleyen ve sabit olan dedektörler, tek bir X-ışını tüpü ile hasta çevresinde 360° döner. Tek bir kesit

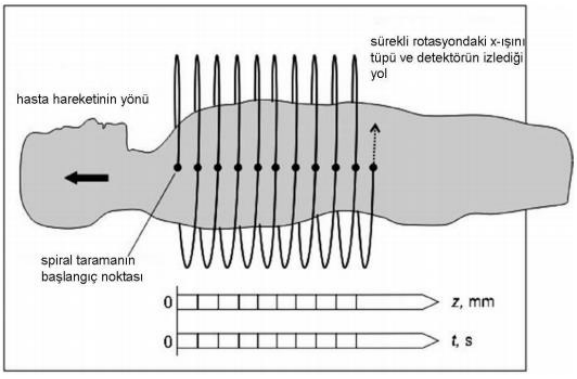
tarama süresi bu cihazlarda 4-5 saniye düzeyine düşmüştür (1). Dedektörlerin sabit olduğu bu cihazlarda sadece X-ışını tüpü hasta çevresinde döner. Nutating ring dedektörler ve spiral slip ring dedektörler olmak üzere iki tip dedektör tanımlanmıştır. Nutating ring dedektörlerde tüp dedektör halkasının dışında bulunmaktadır. Tüp döndükçe dedektörler önünde hareket etmiş olur. Spiral (helikal) ring sistemler dördüncü jenerasyon cihazların geometrisinde kullanılır. Bunun dışında üçüncü jenerasyon sistemlerde de görülebilmektedir. Slip ring sisteminde kablo sınırlaması olmaması nedeniyle tüp hareketi süreklidir (20).



Şekil 2.1. 1970'lerde önerilen dört nesil BT cihazının yıllara göre gelişimi (21).

Beşinci jenerasyon cihazlar, son derece hızlı (ultrafast) BT olarak tanımlanmaktadır. Dedektör ve X-ışını tüpü sabittir. Dördünce jenerasyon cihazlarda olduğu gibi dedektör halka şeklindedir. Gantri büyük bir X-ışını tüpü haline getirilmiş ve gantri boşluğuna anot halkası yerleştirilmiştir. Katottan çıkan elektron demeti hasta etrafındaki anoda yönlendirilerek ve X-ışını üretilir. Bu cihazlarda X-ışını demeti çok odaklı elektron demeti şeklinde uygulandığı için kesim alım süresi saniyenin altındadır. Bu cihazlarda düşük ve yüksek rezolüsyonlu olmak üzere iki ayrı çalışma modu vardır. Düşük rezolüsyon modu seçildiğinde, masa hareketi sağlanmadan, saniyenin yarısı kadar bir sürede ardışık sekiz kesit alınır. Yüksek rezolüsyon modu seçildiğinde 0.1-0.4 saniyede tek bir kesit alınmaktadır. Bu cihazlar geliştirme aşamasında olup henüz kullanıma girmemiştir (1).

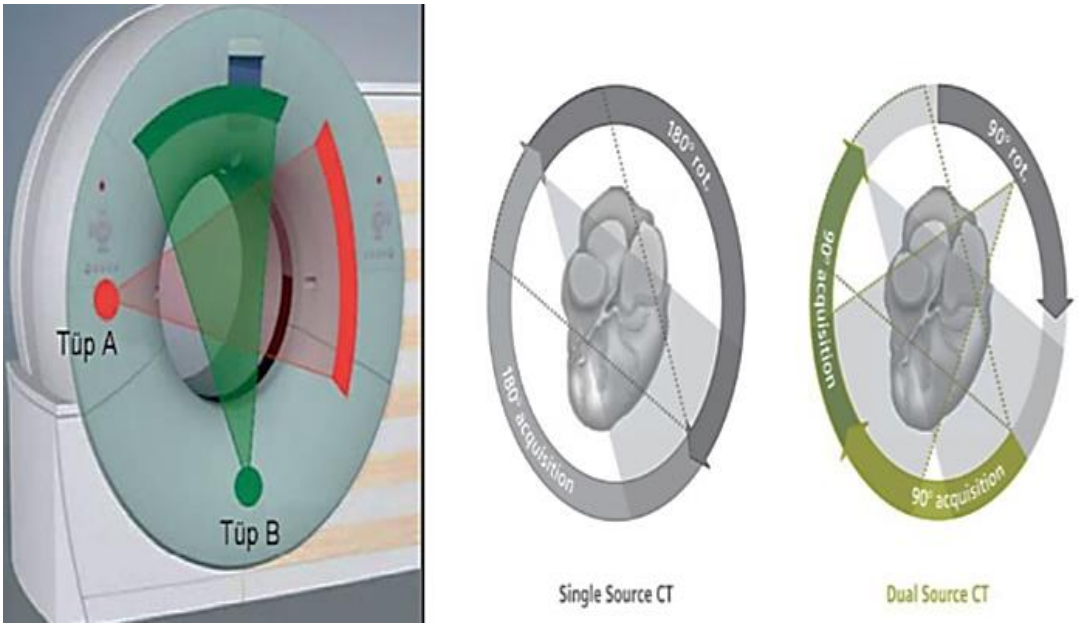
1987 yılında X-ışını tüpüne kablolar yerine slip-ringler ile gerekli elektrik enerjisini ulaştıran sürekli rotasyon ve veri toplamayı mümkün kılan slip-ring teknolojisi kullanıma girmiştir. Rotasyon süresi 1sn'ye gerileyerek dinamik çalışmalar ve spiral BT için gerekli zemin oluşmuştur. 1989'da BT koordinat sisteminde hastanın uzun ekseni olan z-ekseni yönünde kesintisiz taramaya olanak sağlayan spiral BT teknolojisi ortaya çıkmıştır. İlk zamanlarında hastanın hareket halinde olduğu ve tarama için gerekli olan kusursuz düzlemsel geometrinin bozulduğu durumda görüntü kalitesinin bozulacağı öne sürülerek şüphe ile karşılanmıştır. Ancak data rebinning ve z-interpolasyonu ile spiral hacim veri setinden kesitsel veri seti oluşturulması esası ile görüntü rekonstrüksiyonu yapan spiral BT teknolojisi sadece artmış tarama hızı konusunda değil, aynı zamanda daha iyi 3 boyutlu rezolüsyon, lezyon tespiti ve submilimetrik izotropik uzaysal çözünürlük sağlaması ile kendini kanıtlayarak yerini sağlamlaştırmıştır (20).



Şekil 2.2. Spiral BT'de kesit geometrisinin şematik gösterimi (20).

2.1.1. Çift Tüplü Bilgisayarlı Tomografi Teknolojisi

Çift tüplü BT (DSCT) cihazı, gantride birbirine dik olarak yerleştirilen iki X-ışını tüpü ve bu tüplere karşılık gelen detektör sistemlerinden oluşmaktadır. Yaklaşık 50 cm çapında olan birinci detektör tüm görüntüleme alanını (FOV) kapsarken, ikinci detektör daha küçük çapta merkezi bir görüntü alanını kapsamaktadır (Şekil 2.3). Gantride bulunan X-ışını tüpleri 80 kW'a kadar güç kullanabilmektedir. İki tüp birlikte çalıştırıldığında toplam 160 kW'a kadar X-ışını gücü elde edilebilmektedir. Bu durum özellikle morbid obez hastalarda ve yüksek hacim kapsama hızı gerektiren acil travma hastası gibi durumlarda X-ışını foton akımının korunmasını sağlaması nedeniyle avantaj haline gelmektedir. Ayrıca X-ışını tüpleri kV ve mA parametreleri açısından bağımsız hareket edebilmektedir. kV değerlerinin 80, 100, 120 ve 140 kV şeklinde bağımsız olarak ayarlanabilmesi, istenirse her iki X-ışını tüpünün farklı kV'larda çalıştırılarak dual-enerji verisi elde edilebilmesine imkan vermektedir (20).



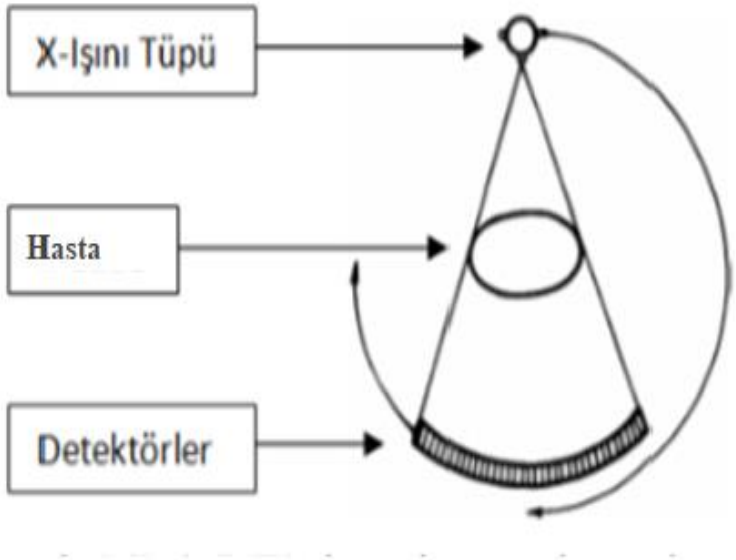
Şekil 2.3. Çift tüplü BT cihazı temel dizaynı (20).

Temporal çözülükte iyi olması DSCT'nin en önemli avantajıdır. Tek tüplü BT (SSCT) sistemlerinde temporal çözünürlük gantri rotasyon zamanının yarısı kadarken DSCT de ise kalp hızından bağımsız olarak gantri rotasyon zamanının 1/4'ü kadardır. DSCT'de görüntü, rekonstrüksiyonu için gerekli birbirine 90° açı ile yerleştirilmiş iki ayrı sistem tarafından aynı anda elde edilen iki ayrı veri setinden (çeyrek tarama segment) oluşturulur. Yani, gantri rotasyon zamanının 1/4'ü kadar temporal

rezolüsyon elde edilir. Artefakları ortadan kaldırmak için iki çeyrek tarama segmenti birbirine temporal rezolüsyonu etkilemeyecek şekilde, 30°'lik bir geçiş segmenti ile birleştirilir. 26 cm'lik çapı olan ikinci dedektör görüntü alanının tamamını kapsamadığından, alan dışında kalan objeler için diğer tüp verisi ile ekstrapole edilir (20).

2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi Cihazının Çalışma Prensibi

BT incelemesi yapılırken, ilk olarak hasta BT cihazının masasına yatırılır ve hareketi sabitlenir. Masa, istenilen kesit alanı elde edilecek şekilde cihazın "gantri" adı verilen açıklığına hareket ettirilir. BT cihazının bağlı olduğu bilgisayar kullanılarak masa uygun pozisyona geldiği anda tekniker tarafından X-ışını tüpü aktifleştirilir ve hasta taranır. Hastadan geçen X-ışınlarının bir kısmı absorbe edilir, bir kısmı ise hastadan geçer (X-ışını tutma kapasitesi maddenin atom numarası, hacim ve yoğunluğu ile ışının dalga boyuna bağlıdır). Hastadan azalarak geçen X-ışınları detektörler tarafından algılanarak bilgisayar sistemine iletilir. Bilgisayara iletilen veriler görüntüye dönüştürülür (22). Böylece dokuların art arda alınan kesitsel görüntüleri bilgisayar ekranından izlenebilir ya da filme aktarılabilir. Gerekli durumlarda tekrar bakılabilmesi için bilgisayara kaydedilir. Şekil 2.4'te üçüncü jenerasyon bir BT'nin çalışma prensibi gösterilmiştir.



Şekil 2.4. BT'nin çalışma sistemi (22).

2.1.3. Bilgisayarlı Tomografi Cihazının Bileşenleri

BT cihazının üç ana ünitesi vardır. Bunlar; tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme ünitesidir.

2.1.3.1. Tarayıcı

Bu bölüm gantri ve hasta masasından oluşur (Şekil 2.5). Gantrinin içinde tüp ve dedektörler bulunur. Ortasında hastanın girebildiği yuvarlak gantri açıklığı vardır.



Şekil 2.5. Tarayıcı ünitesinin elemanları olan gantri ve hasta masası (23).

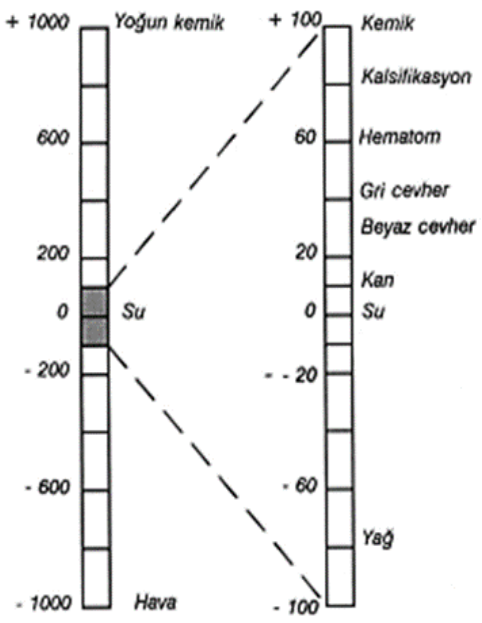
Kesit alma sırasında tüp ve dedektörler hasta etrafında karşılıklı olarak döner ve dönme esnasında tüp X-ışınını oluşturmaya başlar. X-ışınları kolime edilerek yelpaze şeklinde, istenilen kalınlıkta bir ışını demeti haline getirilir ve kesitsel görüntü elde edilir. BT'nin amacına göre istenilen kesit kalınlığına eşit kolime edilmiş X-ışını demeti görüntü kalitesini arttırır, saçılan ışınları en aza indirerek hastanın aldığı radyasyon miktarını azaltır.

Hasta masası, BT incelemesi sırasında hastanın yatırıldığı yerdir. Manuel veya otomatik olarak uzaktan kumanda ile hareket ettirilerek gantri açıklığına giriş çıkışı sağlanır. İnceleme sırasında her kesit alma işleminde sonra masa bir miktar hareket eder ve incelenen bölgenin ardışık kesitleri alınır (1).

2.1.3.2. Bilgisayar

Tarayıcı sistemden gelen bilgilerin işlenip değerlendirildiği yerdir. Yüksek kapasitede bilgisayarlarda birçok matematiksel işlem ve algoritmalarla bilgiler değerlendirilip işlenir. Elde edilen veriler, tarama alanını temsil eden sayılardan oluşmuş bir haritaya dönüştürülür. Bu işleme, rekonstrüksiyon adı verilir. Haritadaki eleman sayısı üretici tarafından belirlenir. Bu sayı 256x256 ise, haritada alt alta sıralanan 256 çizgi ve her bir çizgide 256 eleman olduğunu gösterir. Tarama sonucunda herhangi bir harita elemanının sahip olduğu değer, o elemanın organizmada temsil ettiği X-ışını zayıflatma gücüne eşittir.

Organizmada belirlenen bir odağın, kesit düzlemine paralel olarak uzunluk ve genişlik olmak üzere iki boyutu vardır. Bunun dışında X-ışını demeti kalınlığına eşit olan derinlik boyutuda mevcuttur. Bu derinlik boyutuna, hacim ya da voksel adı verilir (1).



Şekil 2.6. Hounsfield ölçeğinde gri tonların dağılımı (24).

Her bir volselin X-ışını zayıflatma değerini belirlemek için hounsfield skalası (HU) adı verilen bir sistem kullanılır (Şekil 2.6). Bu skalada X-ışını zayıflama değerleri -1000 ile +1000 arasında sınırlandırılmıştır. Bu skalanın tam ortasında bulunan sıfır (0) değeri suyu temsil eder. Yumuşak dokular, kan ve kemik pozitif yönünde yer alırken, yağ dokusu ve hava skalanın negatif yönünde yer alır.

BT görüntüsünde gri tonda olup referans dokuya eş yoğunluk gösteren alanlara izodens, beyaz görülen alanlara hiperdens, siyah görülen alanlara ise hipodens denir. Pencereleme ayarları değiştirilerek renk tonlarında değişiklik yapılabilir. Hounsfield skalasının üstünde yer alan yapılar, altında bulunanlara göre daima daha hiperdens görülürler. Bazen aynı yoğunlukta izlenebilir, ancak hiçbir zaman daha hipodens görülmez. Bilgisayarda oluşturulan haritanın görselleştirilmesi için BT nin görüntü ünitesinde işlenmesi gerekir (1).

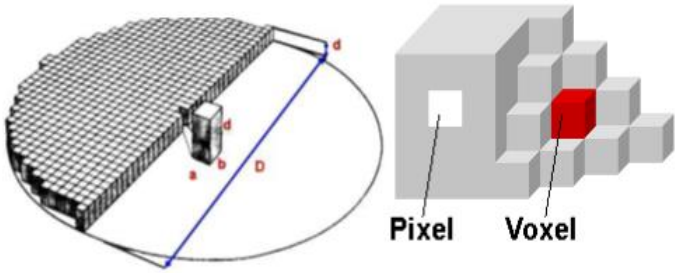
2.1.3.3. Görüntüleme Ünitesi

Bilgisayarda oluşturulan harita elemanlarının her biri, görüntüleme ünitesinde görsel bir ürüne dönüştürülür. Görüntüleme ünitesi bilgisayar ekranı (monitör) ve multiformat ya da lazer kamera olmak üzere iki bölümden oluşur.



Şekil 2.7. Operatör odasından görüntülerin kaydedilmesi.

Harita elemanlarının herbirine gri renk skalasında aldığı rakamsal değere göre bir renk kodu verilir. Bilgisayar ekranında harita gri renk tonları ile renklendirildikten sonra siyahtan beyaza kadar değişim gösteren, piksel adı verilen noktalardan oluşan bir resme dönüştürülür. Piksel sayısını gösteren noktaların ve çizgilerin birleşimi ile oluşan örgüye matriks adı verilir. Matris boyutu BT cihazlarının teknolojik gelişimine paralel olarak 256x256, 512x512 veya 1024x1024 boyutlarında ifade edilir (1).



Şekil 2.8. BT Görüntü taraması ve voxel (1).

Haritanın reklendirme kriterlerinde değişiklik yapılabilir. Bu değişiklik görüntü üzerinde değişiklik yapmak anlamına gelir. Görüntü üzerinde değişiklik pencereleme (windowing) işlemi ile gerçekleştirilir.

Normal insan gözü siyahtan beyaza kadar yaklaşık yirmi gri tonu ayırt eder. Pencereleme yapılarak hounsfield skalasındaki +1000 ile -1000 aralığında gri tonların seçilmesini sağlamaktır.

2.1.3.4. Bilgisayarlı Tomografide Kontrast Madde Kullanımı

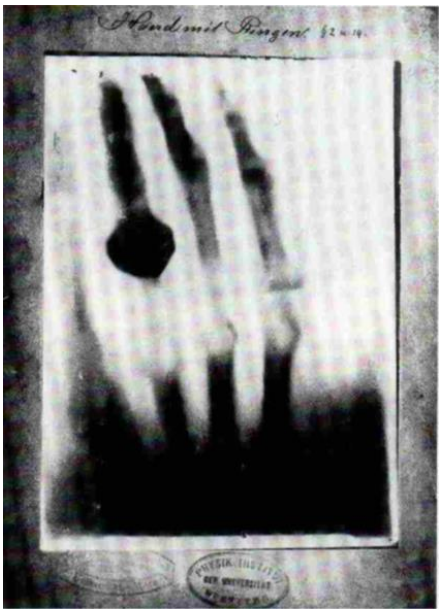
BT incelemelerinin büyük bölümünde kontrast madde kullanılır. Amaç, incelenecek olan lezyonları diğer doku ve organlardan daha görünür hale getirmektir. Lezyon kontrastı tutuyorsa kendisinin tutmuyorsa çevresinin yoğunluğu artar. X-ışını kullanıldığı için için röntgende kullanılan kontrast maddeler BT'de de kullanılabilir. Ancak baryumun yoğunluğunun yüksek olması görüntüyü bozar. Bu yüzden BT'de daima iyotlu kontrast maddeler kullanılmaktadır (1).

2.2. X-Işınları

2.2.1. X-Işınları Tarihçesi

X-ışınları, Almanya'nın Wurzburg Maximilians Üniversitesi'nde fizik profesörü olan Wilhelm Conrad Röntgen tarafından 1895'in sonlarına doğru keşfedilmiştir (25).

Röntgen, her tarafı siyah kartonla kaplı olan bir Crooks tüpünü açtığında, tüpten yaklaşık iki metre uzaklıkta bulunan cam kavanoz içindeki baryumlu platin siyanür kristallerinde ışıma olduğunu gözlemledi. Yapısını tam olarak açıklayamadığı bu yeni ışınlara bilinmeyen anlamında "X-ışınları" adını vermiştir. Bu keşfinden sonra Röntgen, fotografik bir düzlem üzerinde eşi Bertha'nın elini yerleştirerek ışınlamış ve ilk X-ışını görüntüsünü elde etmiştir (26).



Şekil 2.9. Wilhelm Röntgen'in eşi Anna Bertha'nın elinin X-ışını görüntüsü (27).

Esasında Wilhelm Röntgenden öncede pek çok bilim adamı X-ışını üzerinde çalışmalar yapılmış fakat konunun önemini kavrayamamışlardır (25).

Röntgen, tespitlerini ve bu yöntemle elde ettiği görüntüleri ilk olarak 28 Aralık 1895'te bir konferasta sunmuştur. Aynı yıl içinde basit ilk röntgen cihazları imal edilmeye başlanmıştır (28).

Tıp tarihi için önemli bir dönüm noktası olan bu buluş Röntgen'e 1901 yılında Nobel Fizik Ödülünü (ilk nobel ödülü) kazandırmıştır (26).

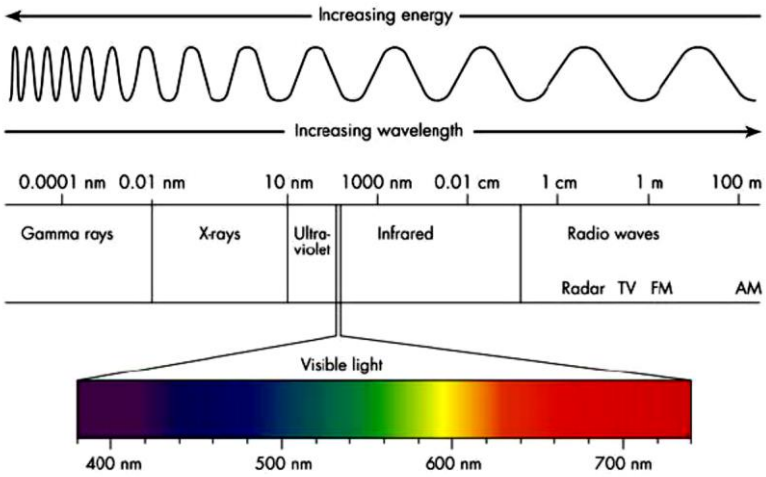
2.2.2. X-Işınlarının Özellikleri

X-ışınları yüksek kinetik enerjiye sahip elektronların yavaşlatılması veya atomların iç yörüngelerindeki elektron geçişleri ile meydana gelen dalga boyları 0,1-100 Å arasında değişen elektromanyetik dalgalardır (Şekil 2.10, 29). Dalga boyları

küçük, girginlik dereceleri fazla olan X-ışınına "sert X-ışını", dalga boyları büyük, girginlik dereceleri az olan X-ışınına "yumuşak X-ışını" denir. Kristalografide 0,5-2,5 Å (yumuşak), radyolojide 0,5-1 Å (sert) dalga boylarındaki X-ışınları kullanılır. X-ışınlarının frekansı görünür ışığın frekansından ortalama 1000 kat daha büyüktür. Ayrıca X-ışını fotonun enerjisi görülen ışık fotonunun enerjisiden daha yüksektir. Bunları göz önüne aldığımızda bu ışınları belirleyen iki özellik kısa dalga boyu ve yüksek enerjiye sahip olmalarıdır. Tablo 1'de X-ışınlarının genel özellikleri verilmiştir. X-ışınları hem dalga hem tanecik özelliği gösterirler. Dolayısıyla çift karakterlidirler. Fotoelektrik olay, Compton saçılması (incoherent saçılma), gaz iyonizasyonu ve sintilasyon tanecik özellikleri; hız, polarizasyon ve Rayleigh saçılması (coherent saçılma) dalga özellikleridir. Tanecik karakteri gösteren elektromanyetik radyasyona foton denir (29).

Tablo 2.1. X-ışınlarının genel özellikleri ve madde etkileşmesi (29).

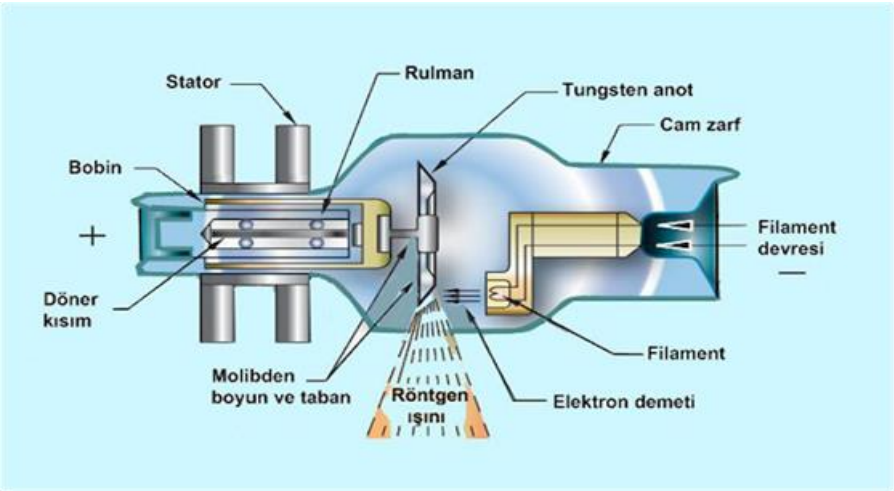
Genel Özellikler	**Etkileşme sonucu maddeden çıkan**
● Sürekli spektrum verir. ● Çizgi spektrum verir. ● Işık hızı ile yayılır. ● Doğrular halinde yayılır. ● Elektrik ve magnetik alandan etkilenmezler.	● İyon ● Fotoelektron ● Auger elektronu ● Geri tepme elektronu ● Elektron pozitron çifti
Yapabileceği fiziksel olaylar	**X-ışını soğurmasının kalıcı sonuçları**
● Transmisyon ● Kırılma ● Yansıma ● Polarizasyon ● Koherent saçılma ● İnkoherent saçılma ● Fotoelektrik olay	● Radyasyon tahribatı ● Sıcaklık artması ● Fotoelektrik iyonizasyon ● Genetik değişme ● Hücrenin ölümü



Şekil 2.10. Elektromanyetik spektrum (29).

2.2.3. X-Işını Tüpü ve Oluşumu

X-ışını tüpü yüksek voltajlı bir katot ışını tüpüdür. Yüksek vakumda havası boşaltılmış cam bir kılıftan oluşur. Bir ucunda anot elektrodu, diğer ucunda ise katot elektrodu bulunur. Katot, tungstenden yapılmış bir flamenttir ve ısıtıldığında elektron yayar. Anot ve katot arasına yüksek voltaj uygulandığında katottan elektron salınımı gerçekleşir. Yüksek gerilim altında bu elektronlar anoda doğru hızlandırılır. Yüksek hızlı elektronlar anoda çarptıklarında enerjilerini metal hedefe aktarır ve hedeften X-ışınları yayınlanır. Daha sonra bu ışınlar cam kılıfın içindeki ince cam pencereden geçer. Bazı tüplerde tek dalga boylu (monokromatik) X-ışını elde etmek için filtre kullanılır (29).



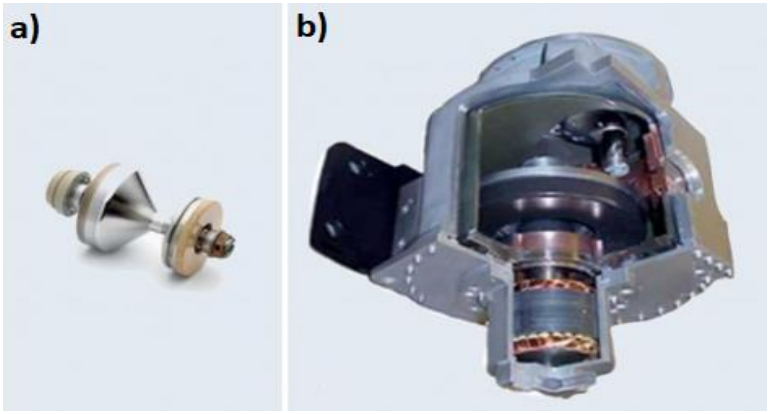
Şekil 2.11. X-ışınlarının oluşumu (30).

Elektronlar hareket halindeyken bir kinetik enerjiye sahiptirler. X-ışını tüpünde yüksek hıza sahip bir elektron tungstene çarptığında bir veya birden fazla tungsten atomu ile etkileşime girebilir. Elektronun durdurulması sırasında kaybedilen kinetik enerjinin yüzde biri veya daha az kısmı X-ışını ışımasına, geri kalan kısmı ise ısı enerjisine dönüşür. Tungsten, elektron bombardımanının neden olduğu yüksek sıcaklıklara erimeden dayanabilir. Tungsten çubuğun filamente yakın olan ucu belirli bir eğimle kesilmiştir; bu uca hedef denir. Tüp, X-ışınının çıkabileceği belirli bir açıklık dışında kalın bir kurşun katmanıyla kaplanmıştır. Işınlar bu açıklıktan demet halinde yol alır (29).

2.2.4. STRATON X-Işını Tüpü

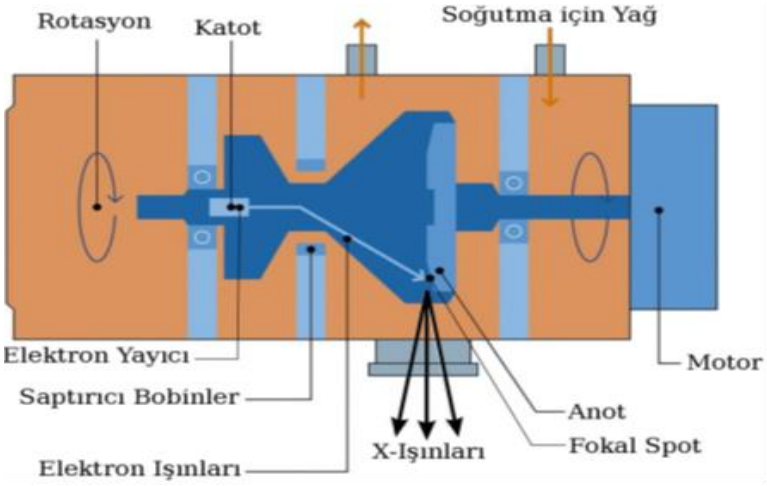
Siemens BT cihazlarında standart X-ışını tüplerinden oldukça farklı dizayn edilmiş STRATON® X-ışını tüpü kullanılmaktadır. Konvansiyonel tüplerden farklı olarak Straton tüplerinin anotlarında doğrudan soğutma sistemi bulunmaktadır. Anot doğrudan soğutulduğu için, uzun süreli taramalar veya perfüzyon çalışmaları soğutma işlemleriyle kesintiye uğramamaktadır (31).

BT'de X-ışını tüpü 140 kV'a kadar yüksek potansiyele ve yüksek akım değerlerine maruz kalır. Dolayısıyla tüpler yüksek vakum ortamına, yüksek sıcaklıklara ve kalıcı sıcaklık değişimlerine dayanıklı olarak tasarlanmalıdır. Straton tüplerinde katottan çıkan elektronlar kuadrapol manyetik alandan geçilerilek saptıcı bobinler sayesinde anot malzemesine yönlendirilir. Dolayısıyla tek bir elektron yayıcı katot ile farklı fokal spotlar elde edilebilmektedir (31).



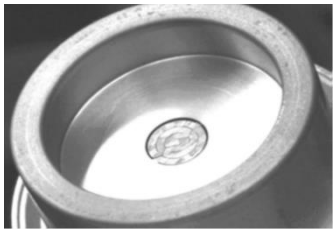
Şekil 2.12. a) Straton tüpü **b)** Konvansiyonel tüp (31).

X-ışını tüpüne uygulanan elektrik enerjisinin yaklaşık %99'u ısı enerjisine, %1'i X-ışınlarına dönüşebilmektedir. Örneğin; tüpte uygulanan 100 kW güç ile fokal spot 2500 °C ve fokal spotun çevresi ise 2000 °C'ye kadar ısınabilmektedir. Straton tüpündeki doğrudan soğutma sistemi ile anot arka yüzeyinin sıcaklığı 200 °C'ye kadar soğutulabilmektedir (31).



Şekil 2.13. Straton X-ışını tüpünün yapısı ve bileşenleri (32).

Straton tüpü 120 mm anot çapına olup maksimum 150 Hz'lik 27 dönüş yeteneğine sahiptir. Tüp manyetik olmayan paslanmaz çelikle muhafaza edilir ve X-ışını pencere kalınlığı 0.2 mm'dir. Anotun gövdesi tungsten zirkonyum molibdenyumdan ve fokal spot yüzeyi tungsten renyumdan yapılmıştır (33). Katot ise 100 μm kalınlığında tungsten tabakadan yapılmış olup üzerinde lazer kesim yollar bulunmaktadır (Şekil 2.14) (32, 34, 35).

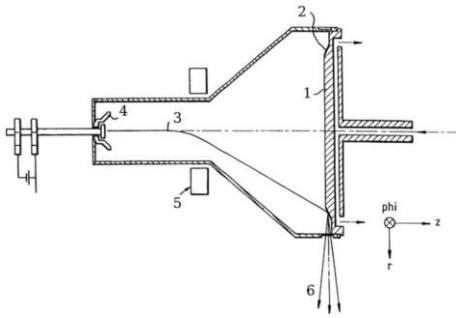


Şekil 2.14. Straton X-ışını tüpünün katot yapısı (32).

2.2.5. Hareketli Odak Noktası

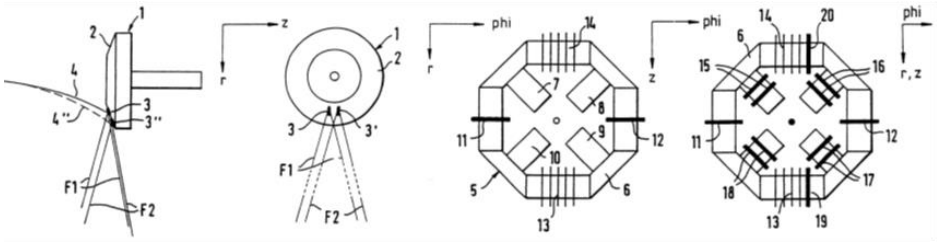
Straton X-ışını tüpünün yapısında manyetik alan oluşturan saptırıcı bobinler bulunmaktadır. Siemens bu sistemi hareketli odak noktası (FFS28) olarak

adlandırmaktadır. Saptırıcı sistemin üç temel görevi vardır. Birincisi: Gelen elektron ışınlarını radyal yönde anot yarıçapı boyunca (dışarıya doğru) odak noktası yüzeyine düşürür ve z-yönünde salınım hareketi yaptırarak birden fazla noktada X-ışını demeti oluşmasını sağlar. İkinci görevi: Elektronik odak noktası boyutunu belirlemektir. Son olarak ise, katottan yayılan elektron ışınlarına phi-yönünde salınım hareketi yaptırarak anot yüzeyine çarptırır (32, 34, 35).



Şekil 2.15. Straton X-ışını tüpünün manyetik sisteminin şeması: 1. Anot diski, 2. Odak noktası yüzeyi, 3. Elektron demeti, 4. Döner katot, 5. Manyetik saptırıcı sistem bileşenleri, 6. X-ışını demeti (34).

Sistemin r-yönlü saptırıcı bobinleri katottan gelen elektronları odak noktasına yönlendirme amaçlı yaratılan manyetik alanın ana dipol bileşenleridir. Kuadrupol manyetik alan oluşturan q-bobinleri katottan çıkan elektronları odaklayarak elektronik odak noktasının boyutunu belirleyen bileşenlerdendir. Phi-bobinleri ise tanjansiyel yönde hareketli odak noktası oluşturmak için kullanılan küçük ama hızlı dipol bileşenlerdir (32, 35).



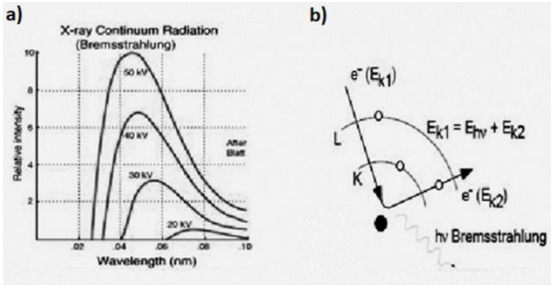
Şekil 2.16. Hareketli odak noktası sistemi: 1. Anot diski, 2. Elektron ışını, 3. Odak noktası yüzeyi, 4. Elektron ışını demeti, 5-6. Demir boyunduruk, 7-10. Kutup konumları, 11-14. Saptırıcı sistem bobinleri, 15-18. Kuadrupol alan bobinleri, 19-20. Radyal yönde saptırıcı bobinler, F1 ve F2 X-ışını demeti (34).

2.2.6. X-Işını Çeşitleri

Etkileşme şekline göre iki tür X-ışını elde edilir.

2.2.6.1. Sürekli (Frenleme) X-Işınları

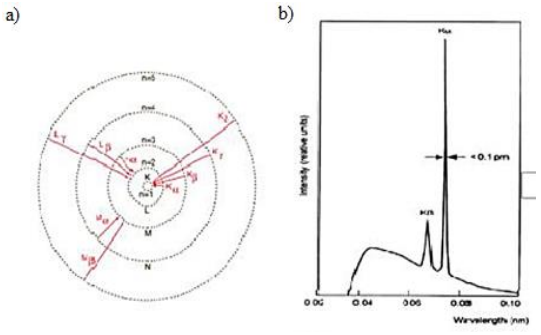
Elektron demeti, hedef atomun çekirdeğine yaklaştığında, çekirdeğin pozitif yükünden kaynaklanan elektrik alandan etkilenir ve ivmeli hareket yapmaya zorlanarak dışarıya fotonlar yaymaya başlar. Sürekli bir enerji spektrumuna sahip bu fotonlara sürekli X-ışınları, bu olaya da bremsstrahlung veya frenleme radyasyonu adı verilir (29).



Şekil 2.17. a) X-ışını sürekli spektrumu **b)** Bremstrahlung ışınımı (29).

2.2.6.2. Karakteristik X-Işınları

Hedef atom üzerine gönderilen elektronların, hedef atomun yörüngesindeki elektronlarla etkileşimi sonrasında, aldıkları enerjiyle üst enerji seviyelerine çıkarlar. Kararsız durumdaki bu enerji seviyeleri geri bozunduğunda dışarıya foton yayınlanır. Enerjileri, seviyeleri arasındaki farka eşit olan bu fotonlara karakteristik X-ışınları adı verilir (29).



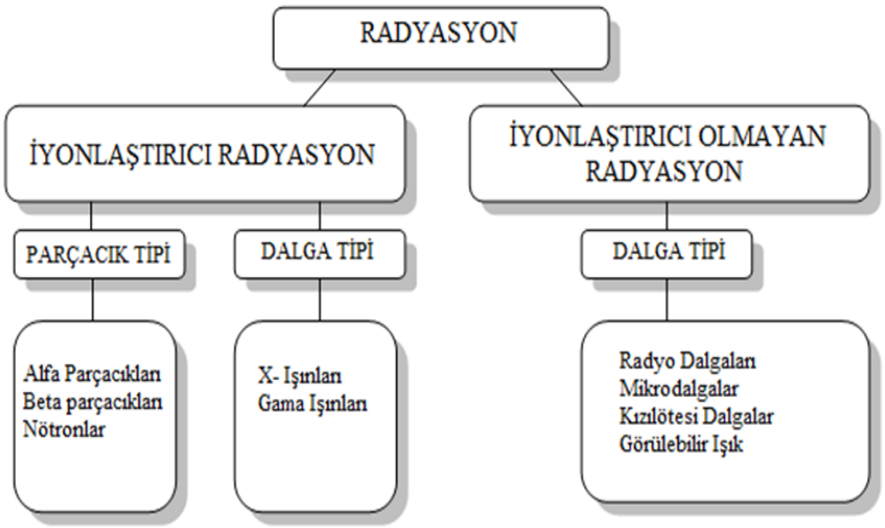
Şekil 2.18. a) Yörüngeler arası geçişler **b)** Karakteristik X-ışını (29).

2.3. Radyasyon Çeşitleri

Radyasyon, elektromanyetik dalga veya parçacıklar halinde enerjinin bir ortamdan başka bir ortama taşınmasıdır, yani enerji transferidir. Ortamdaki radyasyon varlığı herhangi bir duyu organıyla algılanamadığından, ancak bir dedektörlerle etkileşime girdiklerinde tespit edilebilir.

Doğada bulunan elementlerin bir kısmı kararlı çekirdek yapısına sahip iken diğer kısmı ise kararsız çekirdek yapısına sahiptir. Atom çekirdeğinin, elektromanyetik ışımalar yaparak veya tanecikler yayınlayarak kendiliğinden parçalanmasına radyoaktivite veya radyoaktif parçalanma denir.

Enerjilerine göre radyasyon, iyonize ve iyonize olmayan radyasyon olmak üzere ikiye ayrılır. Mikrodalgalar, radyo dalgaları, kızılötesi dalgalar ve görünür ışık iyonize olmayan radyasyonlardandır. İyonize radyasyon ise canlıda deterministik ve stokastik etkilere neden olan yüksek enerjiye sahip radyasyon çeşididir. Radyasyon güvenliği açısından iyonize radyasyonun kullanımı belli şartlara bağlanmıştır. İyonize radyasyon da parçacık ve dalga tipi olmak üzere ikiye ayrılır (36, 37, 38).



Şekil 2.19. Radyasyon çeşitleri (38).

2.3.1. Parçacık Tipi İyonize Radyasyon

Alfa, beta parçacıkları ve nötronlar parçacık tipli iyonize radyasyonlardır. İki elektronu iyonlaşmış He atomuna alfa parçacığı denir. Kütlesi ve yükü nedeniyle kısa

menzilde en fazla iyonlaşmaya neden olur. İnce bir kağıt parçacısıyla durdurulabilir. Beta parçacıkları, hızlandırılmış elektron olarak tanımlanabilir. Eksi (-) yüklü olanına beta, artı (+) yüklü olanına ise pozitron denilmektedir. Alfa parçacığına göre madde içerisinde daha uzun yol alabilir fakat daha az iyonlaşmaya neden olur. Bu radyasyon türü ince bir alüminyum tabaka ile durdurulabilir. Çekirdek reaksiyonu sonucu meydana gelen ve yüksüz olan nötronların kütleleri protona yakındır. Yüksüz olduklarından giricilikleri oldukça yüksektir. Su, parafin gibi malzemelerle zırhlanabilir (37, 38).

2.3.2. Dalga Tipi İyonize Radyasyon

Gama ve X-ışınları dalga tipi iyonize radyasyonları oluşturmaktadır. Gama radyasyonu, atom çekirdeğinden yayımlanan ve oldukça yüksek enerjiye sahip bir elektromanyetik dalgadır. Gama ışınlarının giriciliği yüksek olduğundan bütün maddeler içinde diğer radyasyon tiplerine göre daha büyük menzille sahiptirler. Atomun yörünge elektronları ile etkileşerek dolaylı yoldan iyonizasyona yol açabilirler. Yüksüz olduklarından elektrik ve manyetik alandan etkilenmezler. Kurşun veya beton ile zırhlanabilirler (37, 38).

2.4. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

Radyasyon madde içindeki etkileşimi ile dedekte edilir. Herhangi bir radyasyon detektörünün çalışması dedekte edilecek radyasyonun madde içerisindeki etkileşme şekline bağlıdır. Tüm dedektör sistemleri hemen hemen aynı yapıya sahiptir. İlk olarak radyasyon dedektör maddesi ile etkileşimeye başlar, bu etkileşimin sonucu sinyale çevrilerek kaydedilir. Kullanılacak olan dedektör malzemesi radyasyonun çeşidine ve enerjisine göre şeçilmelidir.

Radyasyonun madde ile etkileşmesi bilgileri; radyasyonun dedeksiyonu, nükleer dedektörlerin geliştirilmesi ve dizaynı, radyasyondan korunma ilkelerinin belirlenmesi, yaşayan organizmalarda radyasyonun biyolojik etkilerinin incelenmesi gibi alanlarda kullanılmasına temel oluşturur. Etkileşme mekanizması parçacığın çeşidine ve enerjisine bağlı olduğu gibi girdiği ortamın atomunun proton sayısına ve yoğunluğuna bağlı olarak değişir. Bu nedenle, yüklü ve yüksüz parçacıkların madde ile etkileşmesinin ayrı ayrı düşünülmesi gerekmektedir (39).

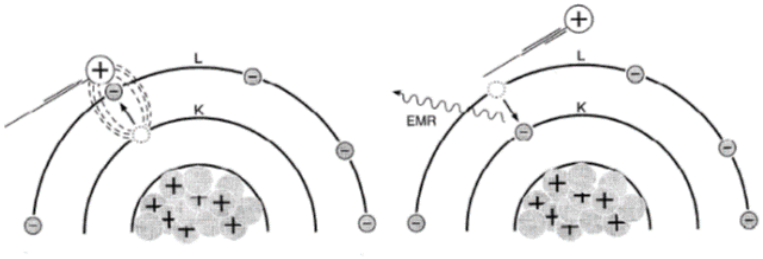
2.4.1. Yüklü Parçacıklar

Yüklü parçacıkların enerjileri, madde tarafından soğurulma miktarının ölçülmesiyle tayin edilebilir. Genel olarak yüklü parçacıklar madde içerisinden geçtiklerinde kaybettikleri enerji miktarı ve geliş doğrultularından sapmaları gibi iki ana özellikle karakterize edilirler. Bu etkiler öncelikle maddenin atomik elektronları ile inelastik çarpışması ve çekirdekten elastik saçılmasının sonucudur. Reaksiyonlar maddede birim uzunluk başına birçok defa meydana gelir. Fakat bunlar sadece meydana gelen reaksiyonlar değildir. Cherenkov radyasyon yayınlanması, nükleer reaksiyonlar, transfer radyasyonu ve Bremsstahlung diğer olabilecek etkileşme mekanizmalarıdır (39).

2.4.2. Ağır Yüklü Parçacıklar

Alfalar, protonlar, muonlar, pionlar ve döteronlar gibi ağır yüklü parçacıklar soğurucu bir ortama girdiğinde kendi sahip oldukları pozitif yük ile ortamdaki atomların yörüngelerindeki elektronların negatif yükü arasında Coulomb kuvveti etkileşmesi meydana gelir. Madde içerisinde ağır yüklü parçacıklar elastik olmayan çarpışmalar yaparak enerji kaybı yaşarlar. Gelen parçacığın kinetik enerjisi atomun iyonlaşma enerjisinden büyük olduğunda, enerjisini yolu üzerindeki atomları iyonlaştırmak için kullanır. Ağır yüklü bir parçacık malzeme içerisindeki elektronlarla çarpışmalar yaparak bir uçtan diğer bir uca ilerler. Çarpışmaların her birinde küçük enerji kayıpları meydana gelir ancak birçok etkileşme yaptığı için enerjisinin büyük çoğunluğunu kaybeder. Bu durum parçacığın enerjisini tamamen kaybedip durmasına kadar devam eder. Etkileşimler sonucunda iyon çiftleri meydana gelir.

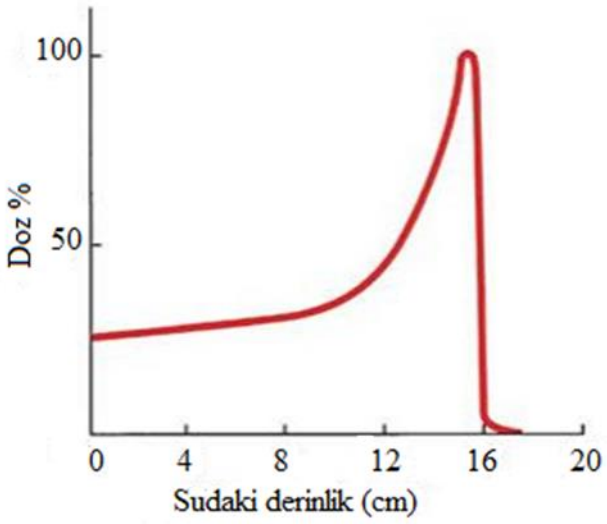
Ağır yüklü parçacıkların iyonlaşmanın dışında diğer bir etkileşim mekanizmasıda elektronların uyarılmasıdır. Yüklü parçacığın enerjisinin iyonlaşma enerjisinden küçük olması durumunda bu olay gerçekleşir. Soğurucu ortamda bulunan atom veya molekül gelen parçacığın enerjisinin bir kısmını soğurur ve daha yüksek bir enerji seviyesine çıkar. Uyarılan atom veya molekül eski durumuna tekrar dönebilmek için görünür bölgede foton salınımı gerçekleştirir ve taban durumu enerji seviyesine geri döner (Şekil 2.20).



Şekil 2.20. Atomun uyarılması (39).

Yüklü parçacıklar çekirdeklerle etkileşime girebilir. Bu durum elastik saçılma olarakta bilinir. Ancak, atomun yarıçapı çekirdeğinkinden büyük olduğu için atomun bir elektronu ile reaksiyona girmesi daha muhtemeldir. Kütlesi büyük olan çekirdek, atomda değişiklik meydana getirmeksizin coulomb kuvveti ile ağır yüklü parçacıkların yön değiştirmesine sebep olur.

Madde içerisinde ilerleyen ağır yüklü parçacıklar enerjilerini kaybederek yavaşlar. Durmasına yakın daha çok enerji kaybeder ve daha çok iyonizasyon meydana getirir. Menziline bağlı olarak parçacığın enerji kaybındaki değişim "Bragg eğrisi" olarak bilinir (Şekil 2.21). Parçacığın yolunun sonundaki ortama enerjinin çoğu depolanır. En sonunda, parçacık elektron yakalar ve durdurma gücü düşer. Yüklü parçacığın bu davranışı radyasyonun tıptaki uygulamalarında kullanılır. Vücuttaki kanser hücresini diğer hücrelere zarar vermeden parçalamak için ağır yüklü parçacıklar kullanılır.



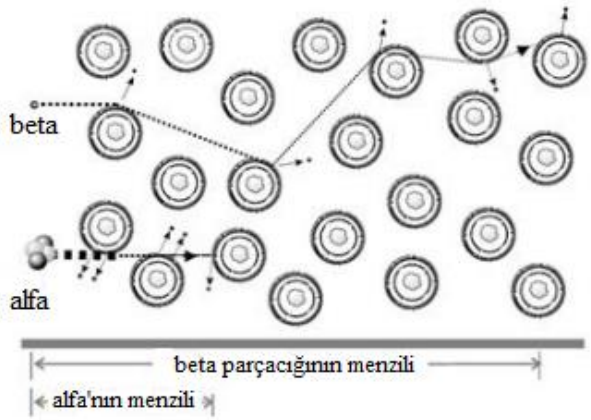
Şekil 2.21. Ağır yüklü parçacık için derin doz dağılımı (38).

2.4.3. Hafif Yüklü Parçacıklar

Elektronların ve pozitronlar gibi hafif yüklü parçacıkların madde içerisindeki etkileşmeleri hemen hemen aynıdır. Beta parçacıklarının madde ile etkileşmesi ağır yüklü parçacıklarda olduğu gibi iyonlaşma, uyarılma ve ortamdaki çekirdeğin elektrik alanından kaynaklıdır.

Hafif yüklü parçacıklar aynı enerjiye sahip ağır yüklü parçacıklara göre kütleleri küçük olduğundan hızları daha yüksektir. Yüksek enerjili beta parçacıkları çekirdek alanından geçtiği zaman radyasyon yoluyla bir enerji kaybına uğrar. Bu enerji kaybı Bremsstrahlung ya da frenleme radyasyonu denilen sürekli X-ışını spektrumu şeklinde görülür. Elektronun ivmelenmesinden dolayı ortaya çıkan radyasyon çekirdeğin çekimi nedeniyle izlediği yoldan sapar (39).

Bir kaç MeV veya daha düşük enerjide ise bu radyasyona enerji kaybı düşük olacaktır. Bu nedenle, beta parçacıkları enerjilerinin büyük çoğunluğunu ortamın yörünge elektronları ile çarpışırken ya da Moller ve Bhabha şaçılması yaparak kaybedecektir. Moller şacılması elektronun ortamdaki atomun elektronları ile esnek olmayan şaçılması, Bhabha şaçılması ise pozitronların atomun elektronları ile esnek olamayan saçılmasıdır. Çarpışma sonucu parçacık izlediği yörüngede zikzaklar çizerek ilerler. Yani beta parçacıklarının yolları ağır yüklü parçacıklardaki gibi düz olmayacaktır dolayısıyla betaların yolları daha uzun olacaktır (Şekil 2.22).



Şekil 2.22. Alfa ve beta parçacıklarının menzilleri (38).

Betaların enerjileri arttırıldığında radyasyonla enerji kaybı artar ve bu kayıp çarpışma-iyonizasyon enerji kaybından daha büyük veya buna yakındır.

2.5. X-ışınını Madde ile Etkileşimi

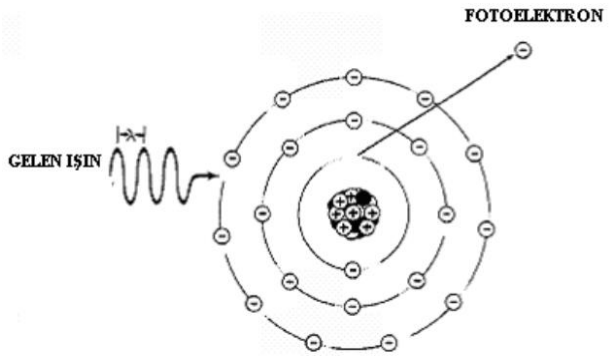
Fotonların elektriksel yükleri olmadığı için yüklü Coulomb kuvvetine maruz kalmazlar. Elektromanyetik kuvvet taşıyıcıları olan elektronlar, maddede iyonlaşmayla veya ortama enerji depolamayla etkileşme yaparlar. Fotonların madde içerisindeki davranışları yüklü parçacıklarından farklıdır (39).

X-ışınları madde ile etkileştiğinde birkaç farklı olay meydana gelebilir. Bunlardan en önemlileri:

- Fotoelektrik soğurulma
- Compton saçılması
- Çift oluşumu

2.5.1. Fotoelektrik Soğurulma

X-ışını bir atomla etkileştiğinde tüm enerjisini iç kabukta bulunan bir elektrona aktarır ve elektronun yörüngesinden dışarı atılmasına neden olur. Dışarı atılan bu elektron "Fotoelektron" olarak adlandırılır. Atomda boş kalan elektronun yerini bir dış kabuktan gelen elektron doldurur ve kabukların enerji seviyeleri arasındaki farka eşit enerjili karakteristik bir foton açığa çıkarır. Vücut dokularının bağlanma enerjileri çok düşük olduğundan oluşan fotonun vücuttan kurtulması mümkün değildir. X-ışını fotonu etkileşime girdiği atom tarafından tamamen soğurulduğu için herhangi bir saçılma ışınımı gözlenmez (40).



Şekil 2.23. Gelen X-ışını bir iç-kabuk elektronunun iyonizasyonu sırasında tamamen soğurulduğu zaman, fotoelektrik etki meydana gelir (40).

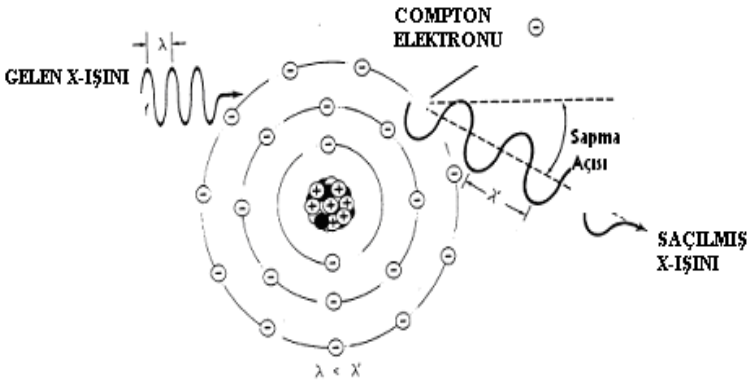
Teşhise yönelik yapılan radyolojide fotoelektrik soğurulma prensibi kullanılır. X-ışının enerjisinin tamamı soğurulduğu için hiçbiri yoluna devam edemez, böylece radyolojik taramada kaydedilmiş (veya saçılmış) X-ışınları görülmez. Çekim görüntüsünde, fotoelektrik soğurulmaya maruz kalan madde parçasının altında düzenli bir beyaz bölge görülür. Fotoelektrik soğurulma, bir radyolojik taramada kemiklerin niçin beyaz göründüğünün sebebidir. Tersi işlemlerde baryumun, kurşun blokların niçin kullanıldığının da sebebidir. Kemik, kurşun ve baryum gibi yüksek atom numaralı elementlerden oluşmuştur. Genellikle teşhise yönelik radyolojide X-ışını enerji seviyeleri kullanılır, sadece yüksek atom numaralı elementlerden oluşan dokular fotoelektrik soğurulmaya maruz kalır. Vücut dokuları kalsiyumdan çok karbon ve hidrojenden oluştuğu için bu dokular "compton saçılması" olarak adlandırılan farklı bir etkileşime maruz kalırlar (40).

2.5.2. Compton Saçılması

X-ışını bir atomun yakınından geçtiğinde enerjisinin bir kısmını dış kabuk elektronuna aktarır. Bunun sonucunda dış kabukta bulunan ve çekirdeğe gevşek bir şekilde bağlı olan elektron yörüngesini terk eder. Gelen X-ışını fotonu düşük enerjisiyle yeni bir yönde hareketine devam eder (Şekil 2.24). Bu bir bilardo topunun diğer topa çarpma sonrasında saçılan top gibi X-ışını fotonu atomdan saçılır. Saçılan X-ışınının dalga boyu, gelen x ışınınkinden daha büyüktür.

Bir Compton etkileşiminin gerçekleşme olasılığı,

a) Soğurucunun artan yoğunluğu ile artar. Bu da X-ışınına maruz bırakılan yoğun dokunun, daha fazla Compton etkileşimlerine ve daha çok saçılan ışınım üretilmesine neden olmaktadır. Saçılım olması istenen bir olay değildir. Bu yüzden X-ışınına maruz bırakılan alan mümkün olduğu kadar küçük tutulmalıdır. Bu da saçılmayı azaltır.
b) Daha yüksek enerjili X-ışınları ile artar. Bu yüzden, yüksek enerjili X-ışını demeti daha çok saçılım yapar. Yüksek enerjili ışınlarla kaliteli bir görüntü üretmek çok zaman gereklidir.
c) Artan doku (örnek) kalınlığı ile artar.



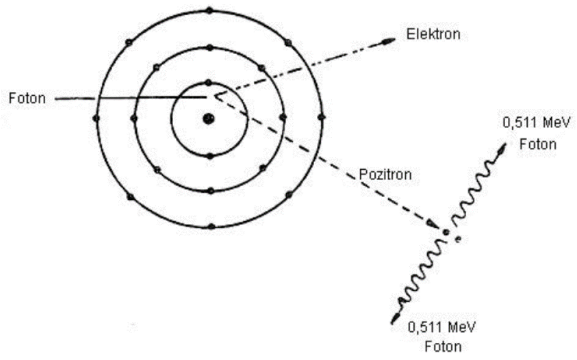
Şekil 2.24. Compton saçılması (41).

Yani, bir X-ışını maddeye çarptığı zaman, etkileşime girmeden geçip gidebilir veya madde ile etkileşebilir. Eğer etkileşirse, enerjisinin tümü soğurulabilir veya birazı ile saçılabilir. Compton etkileşimleri saçılma ile ilgili olan etkileşimlerdir. Compton etkileşimlerinin olma olasılığı, artan örnek kalınlığı, artan X-ışını demet enerjisi ve X-ışınına maruz kalan örnek miktarı ile artar (40).

2.5.3. Çift Oluşumu

Bir foton, yüksek atom numaralı bir elementin çekirdeğinin yakınından geçerken enerjisinin tümünü kaybederek bir elektron-pozitron çiftine dönüşebilir (Şekil 2.25). Bu olay "çift oluşumu" olarak adlandırılır.

Elektronun ve pozitronun durgun kütle enerjileri m_0c^2= 0.51 MeV olup çift oluşum olayının meydana gelebilmesi için gelen fotonun enerjisinin en az 1.02 MeV olması gerekir (40).



Şekil 2.25. Çift oluşumu (40).

2.6. Tiroid ve Anatomisi

Tiroid bezi kahverengi renkte, sert kıvamlı ve strep (infrahyoid) kaslarının arkasında yer alan endokrin bir organdır. Vücut ağırlığı ve iyot alımına bağlı olarak değişen tiroid bezinin ağırlığı ortalama 20 gramdır. Tiroid iki lobdan oluşur ve krikoid kıkırdağın hemen altında yer alan isthmusla orta hatta birbirine bağlanır. Normalde tiroglosal kanal atrofiye gider veya fibröz band halinde kalabilir. Ancak insanların %50'sinde bu kanalın distal ucu, tiroide bağlanan kısmı açık kalarak isthmusun üzerinde primidal lob olarak izlenebilir.

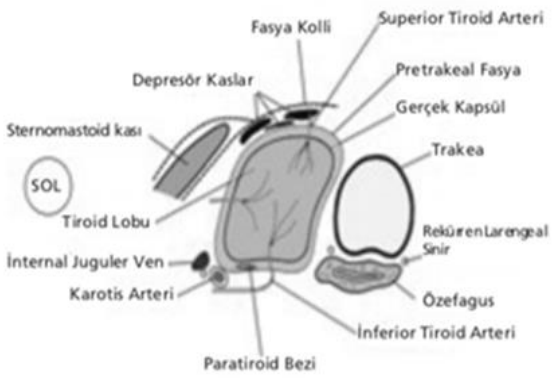
Tiroid bezi, gevşek bağ dokusu yapısındaki derin servikal fasyanın anterior ve posterior yaprakları ile sarılmıştır. Tiroid kapsülü, posteriorda Berry ligamanı (posterior süspansör ligaman) içine doğru kondanse olur. Tiroid bezini larengotrakeal komplekse bağlayan temel yapı Berry Ligamanı'dır. Berry ligamanının kaudalindeki tiroid bezinin posterolateral lobu 'Zuckerkandl tüberkülü' olarak adlandırılır. Bu tüberküller 4. farengeal poştan gelişen ultimobranşial cisimcikler ile medial tiroid taslağının birleşim noktasında bulunan tiroid bezi kalınlaşmaları olup, rekürren larengeal sinir ile önemli bir komşuluğa sahiptir (42).



Şekil 2.26. Tiroid anatomisi (43).

Tiroid bezini besleyen iki major arter bulunur. Eksternal karotik arterin ilk dalı olan superior tiroid arter (STA), tiroid loblarının apeksinde anterior ve posterior dallara ayrılır. Subklavian arterin dalı olan tiroservikal trunkustan köken alan inferior tiroidal arter (İTA), karotis kılıfının posteriorunda boyundan yukarı doğru ilerleyerek tiroid loblarının orta kesiminden beze girer. İTA, rekürren laringeal sinir (RLS) ile yakın ilişkidedir ve cerrahi sırasında çok dikkatli olunmalıdır (44). Tiroidea ima arteri doğrudan aortadan ya da % 1-4 oranında brakiyosefalik arterden köken alır ve isthmus

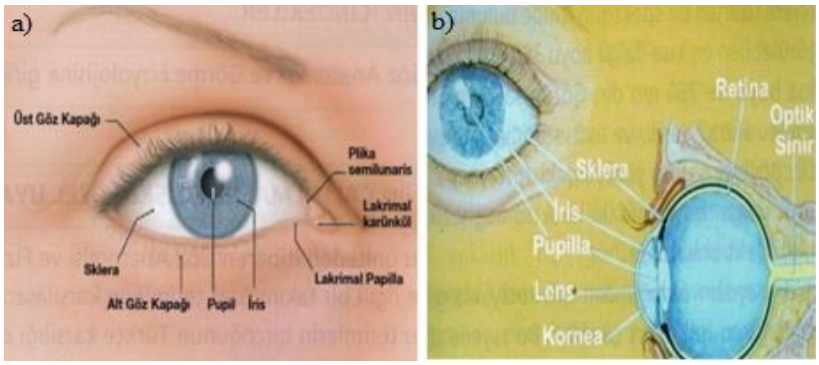
seviyesinden dokuya girer. Paratiroid bezlerinin kanlanması esas olarak inferior tiroid arterden olmaktadır (44).



Şekil 2.27. Tiroid cerrahi anatomisi (43).

2.7. Göz Anatomisi

Göz küreleri (glob; bulbus okuli), orbita boşluğu içinde bağ dokusundan zengin bir yağ yastığına yerleşmiş görme fonksiyonu ile görevli bir çift organdır. Dört rektus kası ve iki oblik kas ile orbita tepesine (apex) tespit edilmiştir. Yaklaşık 1/5'i dışarıdan görünür halde olan gözlerimizin yarıçapı ortalama 22-26 mm arasında değişir. Göz küresi, göz çukurunun kemik kenarları tarafından çevrelenmektedir. Gözler dış etkilerden alt ve üst göz kapakları ile korunurlar. Gözleri dış etkilerden koruyan diğer bir faktör ise kapakların kırpma refleksidir. Kapaklar dışında gözyaşı bezleri (Glandula lakrimalis) ve onun drenaj sistemleri (Nazolakrimail sistem), orbita içindeki diğer oluşumlar ve kirpikler gözün yardımcı organlarını oluştururlar. Gözün yapılarının önden ve yandan görünümleri Şekil 2.28'de gösterilmiştir.



Şekil 2.28. a) Gözün önden görünümü **b)** Gözün önden ve yandan kesit olarak şematik görünümü (45).

Beyinden çıkan 12 çift sinirden (Kraniyal sinir) 6'sı gözler ile ilgilidir. Göz küresinin hareketlerini ayarlayan göz dışı kasları, parasempatik ve sempatik sinir sistemi ile uyarılan pupiller ve silier kasları, gözyaşı sistemi, aköz hümor salınımı, dolaşımı ve emilimi, zengin bir damarlanma ağı, görmeyi en iyi şekilde sağlamak üzere ışığı çeşitli kırma güçleriyle kıran saydam ortamlarıyla göz, pek çok farklı sistemi kullanarak ışığı mükemmel bir şekilde retinada odaklar. Fotokimyasal reaksiyonla odaklanan ışık elektrik enerjisine çevrilir (aksiyon potansiyeli) ve optik sinir yolu ile beyne iletilir. Beyin her iki gözden gelen bilgileri birleştirerek tek bir görüntü elde eder. Bilinç düzeyine ulaşan bu görüntüleri, üç boyutlu (derinlik hissi) ve renklidir (45).

2.8. Bilgisayarlı Tomografide Kullanılan Doz Nicelikleri

2.8.1. Bilgisayarlı Tomografide Doz İndeksi (CTDI)

CTDI, BT'de başlıca doz ölçüm göstergesidir ve matematiksel olarak aşağıdaki gibi ifade edilir,

$$CTDI = \frac{1}{N*T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z)dz \qquad (2.1)$$

Burada

- D(z) : z-ekseni boyunca radyasyon doz profili
- N : Tek bir aksiyel taramada görüntülen tomografik kesit sayısı. Bu sayı, belirli bir taramada kullanılan veri kanallarının sayısına eşittir. N değeri, sistemde mevcut maksimum veri kanalı sayısına eşit veya daha küçük olabilir.
- T : Bir veri kanalı tarafından z-ekseni boyunca görüntülenen tomografik kesitin kalınlığıdır. ÇDBT cihazlarında birkaç dedektör elemanı bir veri kanalını oluşturmak için birlikte gruplandırılabilir. Tek kesitli BT cihazında z-ekseni kolimasyonu (T) nominal tarama genişliğidir.

CTDI, z-ekseni boyunca bir dizi ardışık ışınlanmadan kaynaklanan ortalama absorbe edilen dozu gösterir. Bir aksiyel BT taramasından (X-ışını tüpünün bir dönüşü) ölçülür (46, 47, 48, 49). Absorbe edilen dozun integralinin nominal toplam

ışın kolimasyonuna bölünmesi ile hesaplanır. CTDI, genellikle aksiyel düzlemde X-ışını kaynağının tek bir dönüşünden ölçülür. Teorik olarak tarama alanın merkezinde asimptotik üst sınıra yaklaşacak şekilde, yeterli uzunlukta aralıksız çok sayıda kesit içeren BT taraması yapıldığında, tarama alanının merkezindeki ortalama dozu (Multiple Scan Average Dose, (MSAD)) tahmin etmeye çalışır (46, 48, 50). MSAD, belli bir tarama aralığı (I) için tarama uzunluğunun merkezindeki (z=0 merkez nokta; tarama aralığı – I/2 ile I/2) ortalama dozu ifade eder ancak doğrudan hesaplanması için çok sayıda ışınlamayı gerektirir. CTDI, BT'nin ilk günlerinde önemli ölçüde zaman tasarrufu sağlamıştır.

2.8.2. $CTDI_{FDA}$

Teorik olarak MSAD ve CTDI eşitliği, radyasyon dozu profilinin uçlarından kaynaklanan tüm katkıların CTDI doz ölçümüne dahil olmasını gerektirir. Bunu karşılamak için gerekli doğru integral limitleri, nominal radyasyon demet genişliğine ve saçılma ortamına bağlıdır. U.S. Food and Drug Administration (FDA), CTDI ölçümlerini standardize etmek için (sonsuzluk olası bir ölçüm parametresi değildir) ±7T (T= nominal kesit kalınlığı) integral limitini getirdi (51). İlk BT cihazında (EMI Mark I) sistem çift dedektör sıralıydı. Nominal radyasyon demeti genişliği nominal kesit kalınlığının iki katına eşitti (yani NxT mm). Bunun hesaba katılması için, CTDI değerinin 1/NT'ye normalize edilmesi gerekmektedir:

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{NT}\int_{-7T}^{7T} D(z)dz \qquad (2.2)$$

CTDI ölçümleri için saçılma ortamı FDA tarafından standardize edilmiştir. Bunlar 14 cm uzunluğundaki iki polimetilmetakrilat (PMMA, örn. Akrilik veya LuciteTM) silindirden oluşur. Kafa muayenelerinde doz değerlerini tahmin etmek için 16 cm'lik bir çapa sahip silindir kullanılmalıdır. Vücut muayenesinde doz değerlerini tahmin etmek için 32 cm'lik bir çap kullanılmalıdır. Bunlar tipik olarak baş ve vücut CTDI fantomları olarak adlandırılır (51).

2.8.3. $CTDI_{100}$

$CTDI_{100}$, 100 mm'lik taramanın merkezinde biriken çok sayıdaki taramanın dozunu ifade eder. 100 mm'den daha uzun taramalarda biriken doz, olduğundan daha

az olarak hesaplanır. Bu böylece denge dozundan ya da MSAD'dan daha azdır. $CTDI_{FDA}$ gibi $CTDI_{100}$, tek bir aksiyel taramadan dolayı belli integral limitleri üzerinden radyasyon dozu profilinin birleştirilmesini gerektirir. $CTDI_{100}$'de 100 mm uzunluğundaki ticari olarak mevcut olan "kalem" iyon odasına karşılık gelen integral limitleri ± 50'dir (47, 52, 53, 54)

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} = \int_{-50}^{50} D(z)dz \tag{2.3}$$

Tek, tutarlı bir integral limitinin kullanılması, ince kesit kalınlığı için (örn. <3 mm) aşırı doz tahmin problemini önler (47). $CTDI_{100}$, 3 cc'lik aktif hacimli, 100 mm uzunlukta "kalem" iyon odası ve iki adet standart CTDI akrilik fantomlar (16 cm çaplı baş ve 32 cm çaplı gövde) kullanılarak elde edilir (47, 51). Ölçümler hasta masası hareketsizken gerçekleştirilmelidir.

Kalem iyon odasının aktif uzunluğu I, gerçek ekspojür (X) veya hava kerma değil, tek rotasyon dozu profili D(z)'nin integralidir. Ekspojür (veya hava kerma) sayacı, toplanan yükü röntgen (R) (veya milgray (mGy) cinsinden hava kerma okuması) cinsine çevirir. Ölçülen değer "sayaç okuması (meter reading)" olarak adlandırılır ve kalem iyon odası uzunluğu (I) boyunca olan ortalama expojür değerini ifade eder. Yani,

$$Sayaç\ Okuması = \frac{1}{l}\int_{-l/2}^{l/2} X(z)dz = \frac{1}{f.l}\int_{-l/2}^{l/2} D(z)dz \tag{2.4}$$

Burada f, f-faktörü (Ekspojür doz dönüşüm faktörü, D= f.X)

$CTDI_{100}$'ün yukarıdaki tanımını dikkate aldığımızda (I=100 mm), çok açıktır ki;

$$CTDI = \frac{f(rad/R).(mm).sayaç\ okuması(R)}{N.T(mm)} \tag{2.5}$$

olur. Böylece,

$$CTDI_{100}(rad) = \frac{C.f(rad/R).100.mm.sayaç\ okuması(R)}{N.T(mm)} \tag{2.6}$$

Burada C birimsiz iyon odası kalibrasyon faktörüdür ve genel olarak 1'e yakın bir değerdir. Ekspojürü (R), absorbe edilen doza (rad) çevirmek için uygun f-faktör kullanılmalıdır.

2.8.4. Ağırlıklı Toplam Bilgisayarlı Tomografi Doz Endeksi ($CTDI_w$):

CTDI, görüntüleme alanı (FOV) içerisinde değişkenlik gösterir. Örneğin bir abdomen BT tetkinde, CTDI tipik olarak periferde merkeze göre 2 kata daha yüksektir. FOV içerisinde ortalama CTDI, ağırlıklı toplam CTDI ($CTDI_w$) ile tahmin edilir (49, 55, 56). Yani,

$$CTDI_w = {}^{1}/_{3}\, CTDI_{100}, merkez + {}^{2}/_{3}\, CTDI_{100}, perifer \qquad (2.7)$$

Bu denklemde 1/3 ve 2/3 değerleri merkez ile periferdeki göreceli alanların ifadesidir (56). $CTDI_w$, belli kVp ve mAs değerlerinde cihazın ne kadar radyasyon verdiğine dair kullanışlı bir göstergedir. $CTDI_w$ hesaplanırken, $CTDI_{100}$ ve hava için kullanılan f-faktör kullanılmalıdır (49, 55).

2.8.5. Ağırlıklı Hacim Bilgisayarlı Tomografi Doz Endeksi ($CTDI_{vol}$):

Bir dizi taramadan oluşan dozun ifadesi için X-ışını tüpünün ardışık dönüşlerinden kaynaklanan X-ışını demetleri arasındaki boşluklar ya da demetlerin birbiri üzerine binmesinin hesaba katılması gereklidir. Volume $CTDI_w$ ($CTDI_{vol}$) olarak bilinen bir doz tanımının kullanımı ile bu sağlanır.

$$CTDI_{vol} = \frac{NxT}{l} CTDI_w \qquad (2.8)$$

l = aksiyel tarama başına masadaki ilerleme (mm) (55).

Pitch, masanın bir dönüşte aldığı yolun, toplam nominal ışın demeti kalınlığına (NxT) oranı olarak tanımlanır (55). Yani,

$$Pitch = {}^{1}/_{NxT} \qquad (2.9)$$

Pitch faktörü göz önüne alındığında $CTDI_{vol}$ hesaplanması şu şekilde olur.

$$CTDI_{vol} = {}^{1}/_{pith}\, xCTDI_{w} \quad (2.10)$$

$CTDI_w$, 100 mm'lik integral limitleri dışında, uçlardaki saçılmanın ihmal edildiği bir dizi aksiyel taramanın merkezindeki x ve y eksenlerindeki ortalama absorbe edilen radyasyon dozunu ifade ederken, $CTDI_{vol}$ x, y ve z eksenlerindeki ortalama absorbe edilen radyasyon dozunu ifade eder. Kavramsal olarak MSAD'ye benzer ancak integral limitleri (±50) ve ekspojür ya da hava kerma ölçümünü havadaki doza çeviren f faktörüne göre standartlaştırılmıştır.

$CTDI_{vol}$, standardize edilmiş (CTDI) bir fantom için tarama hacmi içerisinde doğrudan ve kolayca ölçülen ortalama doz miktarını ifade eden tek bir BT doz parametrisi sağlar (55). SI birimi miligray'dir (mGy). $CTDI_{vol}$, pitch değeri gibi protokole özgü bir değeride hesaba kattığı için belli bir tetkik protokolünde standardize edilmiş bir fantoma göre dozun kullanışlı bir göstergedir.

$CTDI_{vol}$, CTDI fantomuna benzer zayıflatma oranına sahip bir cismin belli bir hacmine verilen ortalama radyasyon dozunu ifade etmesine rağmen, oldukça farklı boyut, şekil ya da atenüasyona sahip cisimlerin ya da 100 mm'lik integrasyon limitleri uçlarındaki saçılmanın önemli bir kısmını ihmal ettiğinden ortalama dozu temsil etmez (57) . Bunun dışında, taranan hacme depo edilen toplam enerjiyi tarama uzunluğundan bağımsız olduğu için göstermez. Tarama uzunluğu 10 ya da 100 cm olduğunda, bu değer değişmez. Gerçek hacmin ortalama dozu, sınırlayıcı denge doz değerine kadar tarama uzunluğunun artması ile artacak olsa da, sadece 100 mm'lik bir tarama uzunluğu için doz miktarını tahmin eder.

2.8.6. Doz Uzunluk Çarpımı (DLP)

Belli bir tarama protokolü tarafından verilen toplam enerjinin daha iyi ifade edilmesi için, absorbe edilen doz tarama uzunluğu hesaba katılarak hesaplanır, bu da doz uzunluk çarpımı (DLP) olarak adlandırılır.

$$DLP(mGyxcm) = CTDI_{vol}(mGy)xtarama\ uzunluğu(cm) \quad (2.11)$$

DLP, tarama süresince toplam soğurulan enerjiyi (ve dolayısıyla potansiyel biyolojik etkiyi) yansıtır. Abdomen ve pelvis BT'nin $CTDI_{vol}$ değeri aynı olabilir fakat tarama uzunlukları farklıdır.

$CTDI_{vol}$ ve DLP tüp akımı, tüp voltajı, gantri dönüş süresi, pitch ve bowtie filtreleme gibi tetkik parametrelerinden etkilenirken, hastanın boyutundan etkilenmez (58). Sadece tarama uzunluğundaki artış (tüm parametreler aynı kalmak şartı ile) DLP'yi etkiler.

2.9. BT'de Radyasyon Dozunu Etkileyen Parametreler

2.9.1. Tüp Akımı - Rotasyon Süresi (mAs)

Miliamper (mA) tüp akımını tanımlar, flamandan geçen akım değerini gösterir (38). Radyasyon dozu ile mAs arasında lineer bir ilişki vardır (59). Tüp akımı arttıkça, flamandan koparılan elektron sayısı artar ve buna bağlı olarak üretilen X-ışını miktarıda artar. BT'de mA tek başına kullanılmaz, ışınlama süresi saniye (s) ile çarpılarak gösterilir. Yani miliampersaniye (mAs) şeklinde ifade edilir (38, 60). Her 4 cm yumuşak dokuda X-ışını yoğunluğu yaklaşık olarak yarıya düşer. Dolayısıyla gövde çapında 4 cm'lik bir artışa karşılık görüntü kalitesinde kayıp olmaması için mAs 2 katına çıkarılmalıdır (59).

Görüntü kalitesi üzerinde gürültünün etkisi oldukça büyüktür ve uygulanan dozdan dolayısı ile mAs'den etkilenir. Gürültü mAs'ın karekökü ile ters orantılıdır.

$$Gürültü \propto \frac{1}{\sqrt{mAs}} \tag{2.12}$$

Birçok ÇDBT'da mAs Otomatik Işınlama Konsolu (AEC) ünitesi ile kullanılmaktadır. AEC ünitesinin kullanılmadığı durumlarda yetişkin bir hasta için aşağıdaki ayarlar kullanılabilir (61).

- Bir göğüs (toraks) incelemesi için 1,0 mAs_{eff} / kg
- Bir karın (abdomen) incelemesi için 1,5 mAs_{eff} / kg

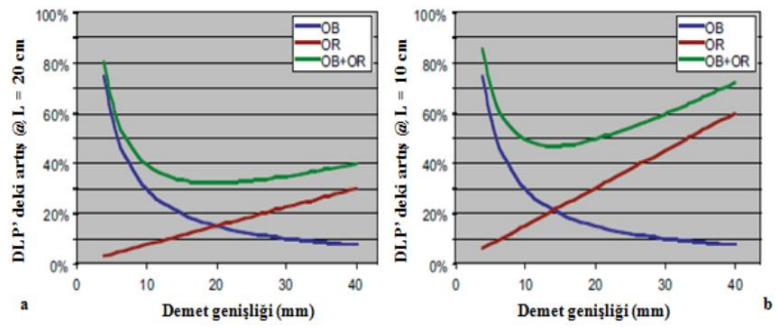
$$Efektif\ mAs\left(mAs_{eff}\right) = \frac{mAs}{pitch} \tag{2.13}$$

2.9.2. Tüp Voltajı (kV)

X-ışını tüpünde oluşturulan ışının enerjisi, katotdan salınan elektronların enerjisine bağlıdır. Elektronun enerjisi ise elektronun hızına ve dolayısıyla anot katod arasına uygulanan gerilime bağlıdır (38, 60). Tüp voltajı (kV) X-ışın demetinin tüp çıkışını etkiler. kV'deki bir artış görüntü kontrastını olumsuz yönde etkilerken, demet giriciliği ve tüp çıkışı arttığı için radyasyon dozu artar ve gürültü azalır. Dolayısıyla kV görüntü gürültüsüyle birlikte görüntü kontrastını etkilediğinden görüntü kalitesi üzerindeki etkisi karmaşıktır. kV'nin bir miktar artırılıp mA'in azaltılması görüntü kalitesinin iyileştirilmesi ve tüp yükünün azaltılmasında kullanılabilir. kV ve doz arasında özel durumlara göre değişen üstel bir ilişki vardır (yaklaşık olarak karesi ile doğru orantılıdır) (59).

2.9.3. Kesit Kolimasyonu (h_{col}) ve Kesit Genişliği (h_{rec})

ÇDBT'nin en önemli avantajı ince kolimasyonlar ile yüksek geometrik ayırma gücüne sahip veriler elde etmesidir. Tek dedektörlü BT'de kesit kolimasyonu (hcol) ve kesit kalınlığı (h_{rec}) aynı olmasına karşın ÇDBT'de genellikle bu iki parametre birbirinden farklılık göstermektedir (örneğin; h_{col} = 0.75 mm, h_{rec} = 5 mm). Hasta dozuna kesit kolimasyonunun etkisi sadece "fazladan tarama ve demet taşması" derecesiyle belirlenmektedir. Bu sorun optimize edilen demet genişlikleri olarak ortaya çıkmaktadır. Şekil 2.29a'da görüldüğü gibi geniş tarama aralığında 10 mm'den büyük olan demet genişlikleri için dozdaki artışın çok az olduğu, çocuk hastalar gibi tarama alanının kısa olduğu durumlarda ise 10-20 mm arası demet genişliklerinin uygun olduğu görülmektedir (Şekil 2.29b).



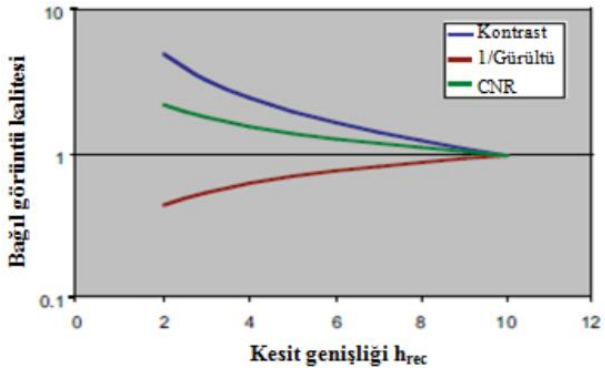
Şekil 2.29. a) 20 cm tarama uzunluğunda DLP'nin demet genişliği ile değişimi, **b)** 10 cm tarama uzunluğunda DLP'nin demet genişliği ile değişimi (59).

Burada;

OB: Demet taşması (overbeaming),

OR: Fazladan tarama (overranging).

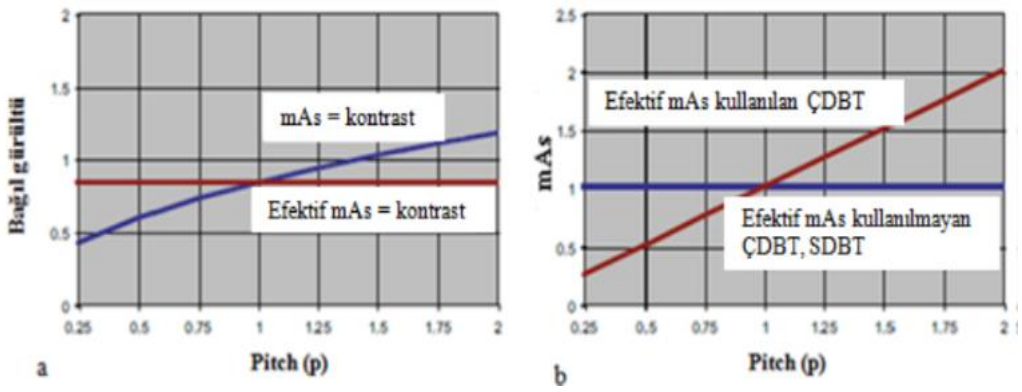
Kesit kalınlığındaki değişimler, kısmı hacim etkisi nedeniyle görüntü kontrastını etkilemektedir. Görüntü gürültüsünü sabit bir değerde tutabilmek için kesit kalınlığındaki azalmaya karşılık radyasyon dozunda bir artış meydana gelir. Azalan kesit kalınlığının, görüntü kontrastı ve görüntü gürültüsü üzerindeki etkileri Şekil 2.30'da görülmektedir. Gürültü açısından, görüntü kalitesi kesit kalınlığındaki değişimin karekökü ile orantılı olarak bozulurken, kontrast kesit kalınlığı ile orantılı olarak artmaktadır. Sonuç olarak, azalan kesit kalınlığı ile dozda herhangi bir artış olmadan kontrast gürültü oranı (CNR) açısından görüntü kalitesinde net bir artış olur. Ancak kısmi hacim etkisi önemli olduğundan her zaman dikkate alınmalıdır.



Şekil 2.30. Görüntü kalitesi niceliklerinin kesit genişliği ile bağıl değişimi (59).

2.9.4. Pitch Faktörü

Helikal taramada pitch faktörünün 1.5-2'nin üzerine çıkması kesit profilinin bozulmasına ve helikal artefaklara neden olur. Pitch faktörünün artması veri toplama hızını arttırır. Pitch faktörü ile doz arasında ters orantılı lineer bir ilişki vardır yani pitch değeri arttıkça doz azalırken, azaldıkça da artar. Ancak efektif mAs (mAs_{eff}) ayarlı otomatik ışınlama kontrolü kullanılan tarayıcılarda bu doğru değildir. Efektif mAs kullanımı ile değişen pitch faktörü için, sadece kesit profili değil görüntü gürültüsü de sabit tutulmaktadır. Bunun için, cihaz pitch faktörü değişimini de hesaba katarak mA ayarı yapar ve değişen pitch faktörü dozu etkilemez (Şekil 2.31).



Şekil 2.31. a) Sabit mAs ve sabit efektif mAs durumlarında bağıl gürültünün pitch faktörü ile değişimi. **b)** Efektif mAs ayarı kullanılan ve kullanılmayan tarayıcılarda mAs'in pitch faktörü ile değişimi (59).

Artefak açısından görüntü kalitesi genellikle pitch faktörüne bağlıdır. Düşük pitch faktörü değeri spiral artefaktı azalır. Benzer nedenlerden dolayı bazı tarayıcılar sınırlı sayıda pitch ayarına izin verir. Azaltılmış pitch faktörü ayarı düşük tarama hızı pahasına tüp yükünün azaltılması için kullanılabilir.

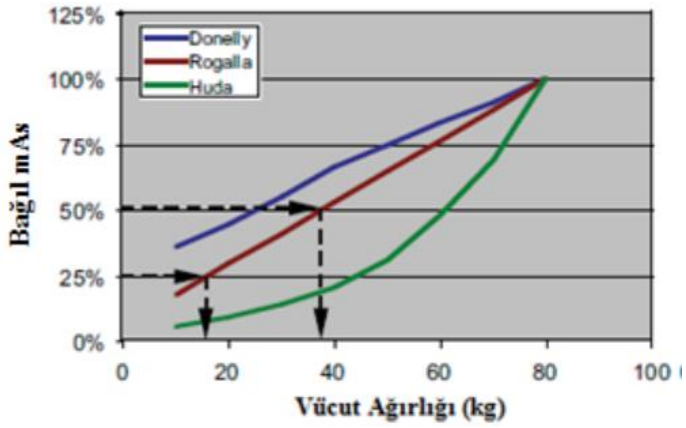
2.9.5. Obje Çapı ve Hasta Ağırlığı

Otomatik ışınlama konsolu kullanılmadığı durumlarda yüksek dozda ışınlamaların önlenmesi için, mAs operatör tarafından uygun şekilde ayarlanmalıdır. Küçük çapa sahip olan hastalarda X-ışını azaltımı için uygun mAs seçilirse normal boyuttaki hasta görüntüsü kadar iyi bir görüntü kalitesi elde edilebilir. Böylece düşürülen mAs doz da azalma meydana getirir.

Obje (veya hasta) çapındaki her 4 cm'lik bir artış için teorikte mAs'a 2 katlık bir müdahale olması gerektiği ifade edilir. Ancak yapılan bazı çalışmalar bu algoritmanın pratikte iyi çalışmadığını göstermektedir. Objektif ölçüler, 24-36 cm hasta çapı aralığında gürültünün hemen hemen sabit olmasına rağmen, alınan görüntü kalitesi hasta çapının azalması ile azalmaktadır. Sonuç olarak, mAs'in hasta çapı ile orantılı bir adaptasyonu klinik ihtiyaçlar için daha uygun olacaktır.

Hasta ağırlığı ya da çapına göre mAs ayarlarının nasıl değiştirileceği hakkında literatürde farklı öneriler verilebilir. Şekil 2.32'de görüldüğü gibi hasta ağırlığına göre mAs adaptasyonunun "zayıf, orta ve güçlü" olmak üzere 3 seviyesi vardır. Kesik

çizgilerle belirtildiği gibi hasta çapında 8 cm artış için 2 kat mAs artışı Rogalla' nın önerisi tarafından mükemmel şekilde karşılanmaktadır (61).



Şekil 2.32. Hasta ağırlığına göre üç farklı seviyede mA adaptasyonu (59).

Bunun dışında farklı araştırma grupları tarafından da benzer bir ilişki önerilmiştir. Bu yöntem farklı ağırlık sınıfları için standart protokol oluşturmada kullanılmaktadır (Örneğin; 0–5 kg, 6–10 kg, 11–20 kg, 21–40 kg, 41–60 kg, 61-80 kg, vs.). Bu protokol günlük pratikte daha kolay uygulanabilir (59).

2.10. Termolüminesans Dozimetreler

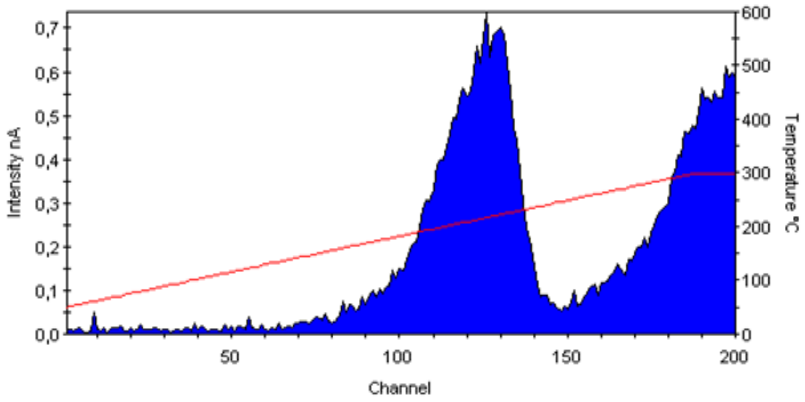
İyonlaştırıcı radyasyona maruz bırakıldıktan sonra ısıtıldığında (ısı ile uyarıldığında) ışık yayan kristallere termolüninesans dozimetre (TLD) denir. F. Daniel ve arkadaşları tarafından 1950'lerde radyasyon dozu ölçmek amacıyla termolüminesans dozimetre çalışmaları yapılmıştır (62).

LiF kristalinin özelliklerinin madde içerisine Mg ve Ti safsızlıklarının katkılanmasıyla biçimlendiğinin farkedilmesiyle birlikte 1963 yılında TLD-100 dozimetri üretimi yapılmıştır. TL kristali belli miktarda yabancı atomla katkılandırıldığında yasak enerji aralığında tuzak seviyeler meydana gelir. Bu seviyeleri sayesinde TL dozimetrelerin radyasyon duyarlılığı çok iyidir ve yüksek duyarlılıkla düşük radyasyon dozlarını ölçmeye olanak sağlar (63).

Tıpta teşhis ve tedavide kullanılır. TLD'ler hasta vücudunun üzerine yerleştirilerek hastanın maruz kaldığı iyonize radyasyonun miktarının hesaplanması amacıyla sıkça kullanılmaktadır (64).

2.10.1. Termolüminesans Dozimetrelerde Duyarlılık

TLD kristalinin duyarlılığı, birim soğurulan doz başına veya birim kütle başına TL sinyali olarak tanımlanır. Tepe yüksekliği ya da TL yoğunluğu belirli sıcaklık bölgesinin üzerinde integre edilir (38).



Şekil 2.33. Tez çalışmasında kullanılan TLD dozimetriye ait ışıma eğrisi (38).

Duyarlılık, ölçümde kullanılan okuyucu sistemi, ısıtma hızı, foto katlandırıcı/çoğaltıcı tüp (PMT), ışık dedeksiyon sistemi gibi birçok etkene bağlıdır.

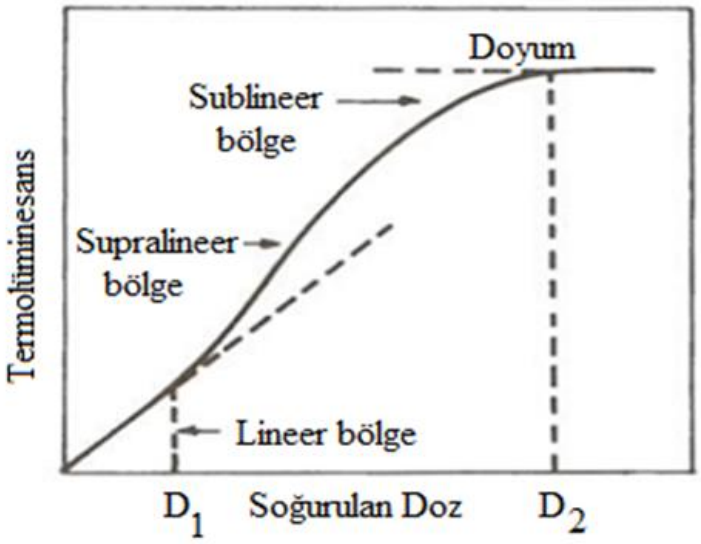
LiF:Mg,Ti (TLD-100) dozimetrelerinin duyarlılığı yüksek olduğu için geniş doz aralıklarına sahiptirler. Duyarlılık okuyucu sitem dışında TLD'nin şekline (ince çip, kalın çip, toz, tek veya çok kristalli olmasına), yapılan tavlama işlemine ve bunların dışında dozimetrelerin ışınlandığı radyasyonun tipine ve sahip olduğu enerjisine de bağlıdır (63).

2.10.2. Doz Cevabı

İyi bir dozimetrik malzemenin farklı doz miktarlarına karşı aynı hassasiyetle cevap vermesi beklenir. Doz cevabı F(D), TL şiddetinin soğurulan doza bağımlılığını fonksiyonel olarak ifade eden bir terimdir. İdeal dozimetrik malzemeler geniş bir doz aralığında lineer doz cevabına sahiptir. TLD materyali soğurulan doz cevabının lineer olmasından ve yeterli duyarlıkta olmasından dolayı tercih edilir. Fakat değişik etkilerden dolayı dozimetrelerde lineer olmayan eğriler gözlemlenir. Lineer olmayan sonuçlar doz aralığına ve ışın tipine bağlıdır. Normal şartlarda bir dozimetrik malzemeden elde edilen doz cevap eğrisinde dozun artması ile beraber lineer,

supralineer ve sublineer (doygunluk) bölgelere rastlanır (Şekil 2.34) (63, 65, 66). Normalize edilmiş doz cevap fonksiyonu f(D) aşağıdaki denklem ile verilebilir:

$$f(D) = \frac{F(D)/D}{F(D_1)/D_1} \tag{2.17}$$

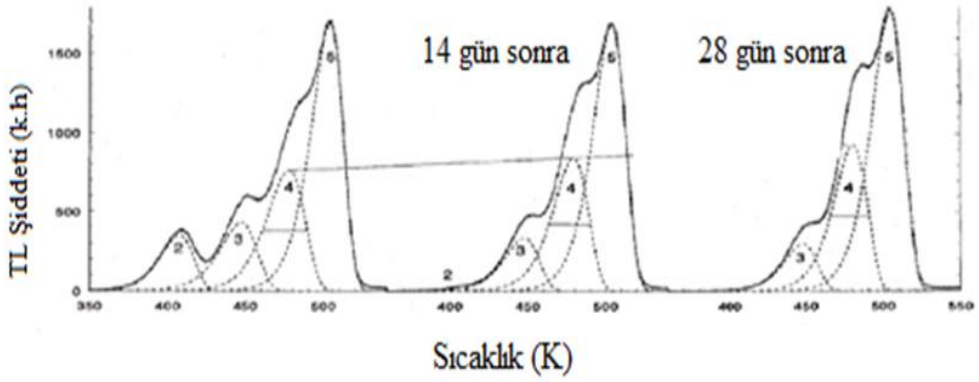


Şekil 2.34. TL eğrisinin soğurulan doza göre şematik gösterimi.

Burada F(D) herhangi bir D dozuna karşılık gelen doz cevabıdır. F(D1) düşük olan D1 doz değerine ve F(D2) ise daha yüksek olan D2 doz değerine karşılık gelen doz cevabıdır. Şekil 2.34'de görüldüğü gibi D1, doz cevabının lineer olduğu doz değerine karşılık gelmektedir. f(D)=1 ise doz cevabı lineerdir. f(D)>1 ise doz cevabı supralineerdir. F(D)<1 ise doz cevabı sublineerdir ve doyuma ulaşma sırasında sık olarak gözlemlenir (63).

2.10.3. Işıma Eğrisi

Işıma eğrisi, sıcaklığın ya da zamanın bir fonksiyonu olarak TL ışıma şiddetinin bir grafiğidir. Sıcaklık arttıkça elektronların tuzaklarda kalma süresi azalır ve tuzaktan kurtulan elektronlar yeniden birleşme yaptıkça TL şiddeti artar. Tuzaklar boşaldıkça ışıma şiddeti giderek azalır ve sıcaklığa bağlı ışıma şiddeti eğrisi tepe şeklinde oluşur. Sıcaklık artıkça daha derin tuzaklarda bulunan elektronlar serbest kalır ve Şekil 2.35'de görüldüğü gibi birbiri ardına eklenen tepeler şeklinde ışıma eğrisi oluşur (63).



Şekil 2.35. TLD 100 materyalinin 60 mGy Co^{60} kaynağı ile ışınlamasına ait ışıma eğrisi (63).

Işıma pikinin maksimum olduğu sıcaklığa, ışıma piki sıcaklığı denir. Radyasyon dozu hesabı için en yüksek pik kullanılır. Işıma eğrisinin altında kalan alan dozimetrenin soğurduğu radyasyon dozunun miktarını verir. Şekil 2.35'de görülen 2 numaralı tepe derin olamayan tuzakların soğurduğu radyasyon miktarını, 3 ve 4 numaralı tepe biraz daha derin tuzakları, 5 numaralı tepe ise en yüksek dozun soğurulduğu tepeyi gösterir. 5 numaralı tepe 227 °C'de oluşmaktadır. Bu sıcaklıktan sonra oluşabilen pikler ise en derin tuzakları gösterir.

Termolüminesans dozimetreye göre ışıma eğrisinin şekli ve piklerin sayısı değişmektedir. Farklı radyasyon tipleri (β, γ, X-ışını gibi) farklı ışıma eğrileri üretir. Işıma eğrisini; ısıtma süresi, ışınlamanın düzeyi, kullanılan okuyucu sistem, dozimetrenin tavlama sıcalığı, ışınlamanın yapılması ve okunması arasında geçen sürede etkiler (67).

2.11. Radyasyon Doz Birimleri

İyonlaştırıcı radyasyonu duyu organlarımızla doğrudan algılayamayız. Geçtikleri ortamdaki atomlarla etkileşerek iyonlaşma meydana getirmeleri bu tür radyasyonların ortak özelliğidir. İyonlaşma miktarıda radyasyonun enerjisi ile doğrudan ilişkilidir. Radyasyonun atomlarla etkileşiminden, iyonlaştırma özelliğinden veya madde ile etkileşiminden faydalanarak fotoğraf filmleri, Geiger-Müller tüpleri ve sintilasyon sayaçları gibi tekniklere dayalı yöntemler ve aynı zamanda termolüminesans malzemeler ve silikon diyotları kullanan daha yeni teknikler ile tespit

ederek ölçebiliriz. Böylece vücuda veya vücudun belli bir kısmına uygulanan radyasyon ile aktarılan enerji yorumlanabilir.

Belirli bir sürede hedef kütle tarafından soğurulan veya alınan radyasyon enerjisi miktarına "radyasyon dozu" adı verilir. Radyasyonun çeşidine, doz hızına ve bu doza maruz kalma süresine göre radyasyonun hedef kütle üzerindeki etkisi değişmektedir. Bu nedenle kullanım amacına yönelik her bir etkileşim için farklı birimler tanımlanmıştır (37, 38, 68).

2.11.1. Işınlama Birimi

Işınlama, X-ışını ve gama ışınlarının havada iyonizasyon meydana getirme özelliğinin bir ölçüsüdür. Işınlama birimi "Röntgen (R)" standart ısı ve basınçta (0^o ve 760 mmHg) 1 kg havada $2.58x10^{-4}$ Coulomb (C)'luk elektrik yükü değerinde iyonlar oluşturan ya da diğer bir deyişle $2.8x10^9$ iyonizasyon oluşturan X ve gama radyasyonlarının miktarıdır. Röntgen sadece ışınlama birimi olup foton sayısını ve foton enerjisini vermez. Röntgen'in SI birim sisteminde karşılığı Coulomb/kg (C/kg)'dır. Birimler arası dönüşüm,

$1 \quad C/kg = 3.876x10^3 \ R$

$1 \ R = 2.58x10^{-4} \ C/kg$

şeklinde ifade edilmektedir (69, 70, 71, 72).

2.11.2. Soğurulmuş (Absorblanmış) Doz Birimi

İyonlaştırıcı radyasyon tarafından insan dokusu gibi herhangi bir maddenin birim kütlesine aktarılan enerji miktarına "soğurulmuş doz" adı verilir. SI birim sisteminde soğurulmuş doz birimi Gray (Gy), CGS birim sisteminde ise rad'dır. Gray, ışınlanan maddenin 1 kg'ına 1 Joule'lük enerji veren radyasyon miktarı olarak da tanımlanabilir. Gray ve rad birimlerinin askatları da sıklıkla kullanılmaktadır (mGy, mrad, vb.). Bu doz birimi hem elektromanyetik hem de parçacık radyasyonlarına uygulanabilen, sadece soğurulan enerji miktarını gösteren bir büyüklük olup radyasyon demeti ile birlikte soğurucu maddenin özelliklerini de içerir. Birimler arası dönüşüm,

1 Gy = 100 rad

1 rad = 10^{-2} Gy

şeklinde ifade edilmektedir (70, 71, 72, 73).

2.11.3. Eşdeğer Doz (Biyolojik Doz)

Belli bir radyasyon çeşidinin yaratacağı biyolojik etkiyi ifade eder. Soğurulmuş doz miktarının o radyasyon çeşidinin ağırlık katsayısı (radiation weigthing factor, W_R) ile çarpılmasıyla hesaplanır. Eski birimi "rem" yeni birimi "Sievert (Sv)" tir. Tıpta kullanılan radyasyon çeşitlerinin çoğu için W_R=1 olarak kabul edilir (74).

2.11.4. Etkin Doz

Vücudun çeşitli organ ve dokularına iyonlaştırıcı radyasyonun etkisi farklı olduğundan bunları karşılaştırabilmek ve vücudun tümünün etkilendiği dozu belirleyebilmek için "Etkin Doz" kavramı türetilmiştir. Etkin doz, bir organ ya da doku için eşdeğer doz'un, o dokunun radyasyona duyarlığını göz önüne alan "ağırlık katsayısıyla" çarpımından oluşmaktadır. Birimi eşdeğer doz'un birimiyle aynıdır. Her bir organ ve dokunun ya da tüm vücudun ışınlanması durumunda etkin dozun bilinmesi ile ortaya çıkabilecek "rastgele hasar riski" göz önünde bulundurulmuş olur. Böylece ağırlık katsayıları, ışınlanan organların ya da dokuların tüm vücuttaki rastgele hasar riskine olan katkılarını gösterir. Uluslararası radyasyon güvenlik kurulu tarafından (ICRP 60 ve ICRP 103 Raporuna göre) belirlenen doz ağırlık katsayıları Tablo 2.2'de gösterilmektedir.

Tablo 2.2. Organ ve dokular için değişen doz ağırlık katsayıları.

Organ/doku	ICRP 60	ICRP 103
Yumurtalıklar	0,20	0,08
Meme	0,05	0,12
Kırmızı kemik iliği	0,12	0,12
Akciğer	0,12	0,12
Tiroid	0,05	0,04
Kolon	0,12	0,12
Mide	0,12	0,12

Tabloda tiroit bezi için ICRP 60'da verilen 0,05'lik ağırlık katsayısının anlamı; örneğin 1 Sv'lik bir tiroit dozunun tiroitteki kanser oluşturma riskiyle, 0,05 Sv'lik tüm vücut dozunun vücutta başlatabileceği kanser riskinin kabaca aynı olması şeklinde açıklanmaktadır. Vücuttaki her bir organ ve doku için ilgili ağırlık katsayısının eşdeğer dozla çarpılıp toplanması ya da organ ve dokuların ayrı ayrı ışınlanması sonucunda eğer aynı etkin doz elde edilmişse, aynı hasar riski olduğu anlamına gelmektedir (75). Radyasyon çalışanları ve halk için belirlenen doz sınırlar Tablo 2.3'de özetlenmiştir.

Tablo 2.3. Radyasyon çalışanları ve toplum üyeleri için doz sınırları (74).

		Radyasyon Çalışanları	**Toplum Üyeleri**
Etkin doz sınırı	**Ardışık 5 yılın ortalaması**	20 mSv	1 mSv
	Herhangi bir yılda	50 mSv	5 mSv
Yıllık organ eşdeğer doz sınırı	**Göz merceği**	150 mSv	15 mSv
	Deri (cm^2)	500 mSv	50 mSv
	Eller ve ayaklar	500 mSv	50 mSv
Hamile çalışanın abdomen eşdeğer doz sınırı		Hamileliğin bildirilmesini takiben 1 mSv	

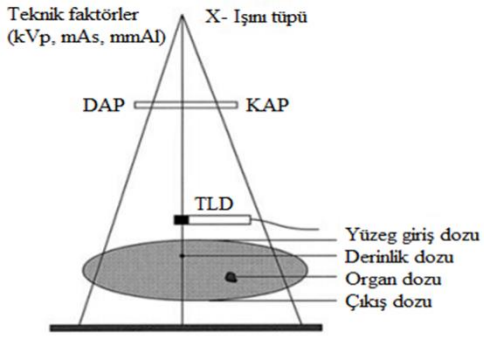
2.11.5. Kollektif Etkin Doz

Bazı durumlarda iyonize radyasyona maruz kalan bir toplum grubunun aldığı toplam radyasyon dozunun ifade edilmesini sağlayan nicelik kollektif etkin doz olarak ifade edilmektedir. Bu değer, bir grup veya toplumdaki her bir bireyin söz konusu radyasyon kaynağından aldığı etkin dozların toplamıdır. Örneğin tüm radyasyon kaynakları nedeniyle maruz kalınabilecek etkin dozun yıllık ortalaması 28 mSv' dir. Dünya nüfusunun yaklaşık 6 milyar olduğu göz önüne alındığında, toplum için yıllık kollektif etkin doz bu iki değerin çarpılması ile elde edilir ve bu değer yaklaşık olarak 17 000 000'dur. Birimi insan-Sv'dir (38, 70, 72).

2.11.6. Yüzey Dozu Oluşumu

Yüksek enerjili fotonlar yüzey bölgesinde homojen olmayan bir ortam oluşturur. Enerjisi yüksek olan X-ışını ortama geldiğinde, sahip olduğu enerjisi ortamda birincil foton demetleri ile taşınır ve beraberinde ikincil elektronlar üretir. Bu oluşan ikincil elektronlar doku içerisinde dağılarak enerjinin soğurulmasını sağlarlar. Soğurulma, Compton etkisiyle gerçekleşir ve bu sırada yüksek enerjili foton demeti enerjisinin bir kısmını ortamdaki elektronlara aktarır ve onları harekete geçirir. Doku içinde ilerleyen elektronlar soğurulur. Fotonların; hava, kolimatörler, hastanın cildi ve diğer saçıcı etkenlerle etkileşimi sonucu meydana gelen ikincil elektronların etkisiyle cilt dozu oluşur.

Hasta dozu tayininde kullanılan yöntemler yüzey giriş dozu (ESD, Entrance Surface Doz) ölçüm yöntemi ve alan hava kerma (KAP, Kerma Area Product) ölçüm yöntemidir.



Şekil 2.36. Hasta dozu ölçüm yöntemi.

Doz ölçümleri hastanın ışınlama işlemi yapılırken veya hasta ışınlanırken kullanılan kVp ve mAs değerleri kullanılarak fantomlar üzerinde daha sonra da yapılabilir.

TLD ve hava kerma aracılığıyla yüzey giriş dozu bulunabilir. Doz değerlendirmesi TLD ile yapıldığında doğrudan, hava kerma ile yapıldığında dolaylı doz tayin yöntemi olarak adlandırılır (76).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu tez çalışması 12.10.2018–08.11.2018 tarihleri arasında Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde yapılmıştır. 16-kesitli (dedektörlü) ve 128-kesitli (dedektörlü) iki BT cihazında toraks taraması yapılan hastalarda tiroid gland ve gözlerin yüzey dozu ölçülmüştür. Her bir BT cihazında 50'şer hasta olmak üzere toplamda 100 hasta üzerinde doz tespiti yapılmıştır. Hastalara ait $CTDI_{vol}$, DLP, total DLP, kVp, mAs, ışınlama süresi, kesit kalınlığı, pitch, kesit sayısı, yaş, kilo ve boy değerleride bu tez çalışmasında kullanılmıştır.

3.1. Materyal

Çalışmada 128-kesitli çift tüplü BT (Definition Flash, Siemens Medical System; Erlangen, Germany) ve 16-kesitli BT (Emotion, Siemens Medical System; Erlangen, Germany) cihazı, 81 adet TLD-100 dozimetrisi, Harshaw TLD okuyucu ve TLD fırını sistemi kullanılmıştır. Tld-100 dozimetrisi, LiF materyaline Magnezyum (Mg) ve Titanyum (Ti) katkılanmış LiF-Mg,Ti kristalidir. Yoğunluğu 2.64 gr/cm^3 olan LiF'ün etkin atom numarası 8.14 ve dokunun etkin atom numarası 7.42'dir. Doku eşdeğeri olan bu dozimetreler radyasyonu doku gibi soğurması ve soğurduğu radyasyon miktarına orantılı cevap verdiği için medikal alanda doz ölçümlerinde tercih edilir. TLD'lerin yaydığı termolüminesans ışığın dalga boyu 3500 Å ile 6000 Å arasındadır.

TLD-100 ışıma eğrisinde 5 karekteristik pik elde edilir. Piklerinin yarı ömrü; birinci pik 10 dk, ikinci pik 10 saat, üçüncü pik 6 ay, dördüncü pik 7 yıl ve beşinci pikin yarı ömrü ise 80 yıldır. Bu piklerden 5. tepe 412 nm'dir ve radyasyon dozu ile ilgili bilgiyi veren dozimetrik tepedir. Kare mikro çubuk, yuvarlak mikro çubuk, teflon kaplı pul ve çip şeklinde olanları bulunmaktadır. Bu çalışmada kare şeklinde olanlar kullanılmıştır.



Şekil 3.1. Tez çalışmasında kullanılan dozimetreler.

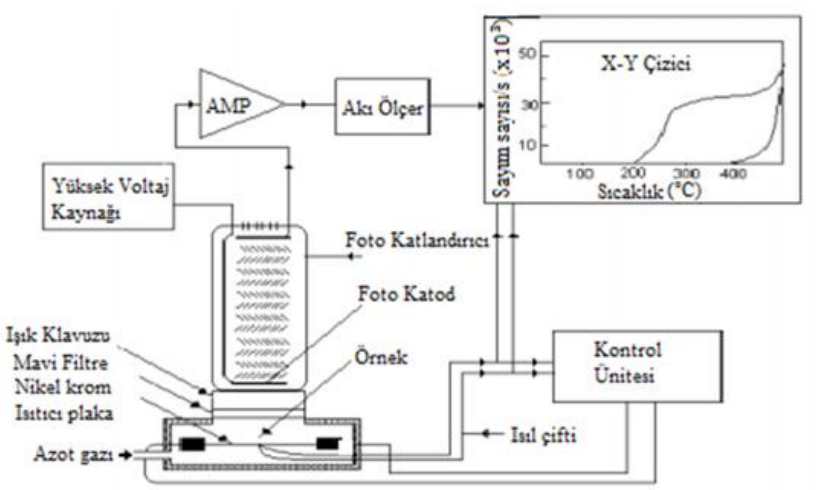
3.1.1. Harshaw TLD Okuyucu

Harshaw marka Tld 3500 model okuyucu cihazı ve TLD'lerin okunabilmesi için WinREMS programı yüklü olan bir bilgisayar sisteminden oluşmaktadır. WinREMS programı TLD'lere ait ışıma eğrilerini oluşturup analiz eden ve hafızasına kaydeden bir programdır.



Şekil 3.2. Bilgisayar ve Harshaw TLD okuyucu cihazı.

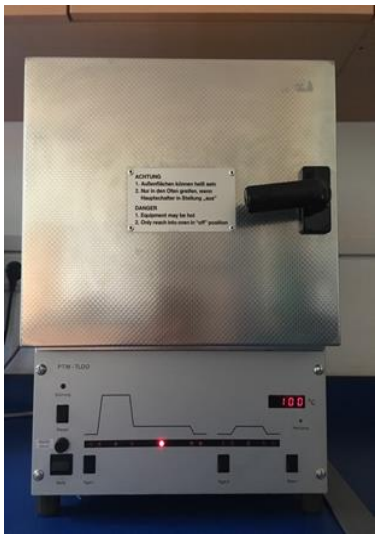
TLD okuyucu cihazlarında TL salınımını dedekte edebilmek için foto çoğaltıcı (PMT) tüp kullanılır. Numune kabındaki TLD'nin ısıtılmasıyla açığa çıkan TL fotonları fotokatoda çarparak fotoelektrik olayı gerçekleştirir ve elektron açığa çıkar. Elektronlar gerilim farkından dolayı PMT tüpte dinod adı verilen elektron çoğaltıcılara çarpıp çoğaltılarak anotta akım meydana getirir. Lüminesans sinyalleri elektrik akımına çevrilerek bilgisayara aktarılır ve radyasyonun enerjisiyle orantılı bir pulsa dönüştürülür.



Şekil 3.3. TLD okuyucu cihazının genel çalışma prensibinin şematik gösterimi (38).

3.1.2. TLD Fırını

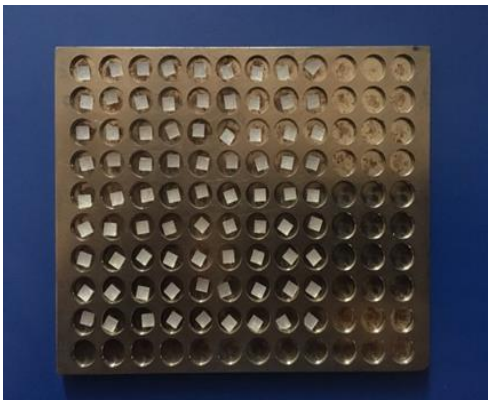
TLD dozimetrelerinin tavlama ve ön ısıtma işlemlerinde PTW-TLDO marka fırın kullanılmıştır. Bu fırına bağlı olan bir bilgisayar bulunmaktadır. Bilgisayara yüklü Theldo programı sayesinde istenilen süre ve sıcaklık derecesinde fırınlama işlemi yapılabilmektedir. Tavlama ve ön ısıtma için standart iki program mevcuttur. Işınlama öncesinde TLD dozimetresindeki derin tuzakların boşaltılabilmesi ve dozimetride bir önceki ışınlamadan kalan radyasyonun silinebilmesi için 400°C'de 1 saat ve 100°C'de 2 saat tavlama yapılır. Işınlama sonrasında ise TLD'lerin sığ tuzaklarının boşaltılması için 100°C'de 15 dk ön ısıtma işlemi gerçekleştirilir.



Şekil 3.4. TLD fırını.

3.1.3. Metal Düzenek

TLD dozimetrelerin tavlama, ön ısıtma işlemleri ve kullanılmadığı zamanlarda koruyucu amaçla kullanılan düzenektir. Ölçüm öncesi dozimetreler kodlanarak düzeneğe sıralanır ve ölçüm boyunca birbiriyle karışmadan kullanılır.



Şekil 3.5. TLD'lerin kodlanması ve tavlama işlemleri için kullanılan metal düzenek.

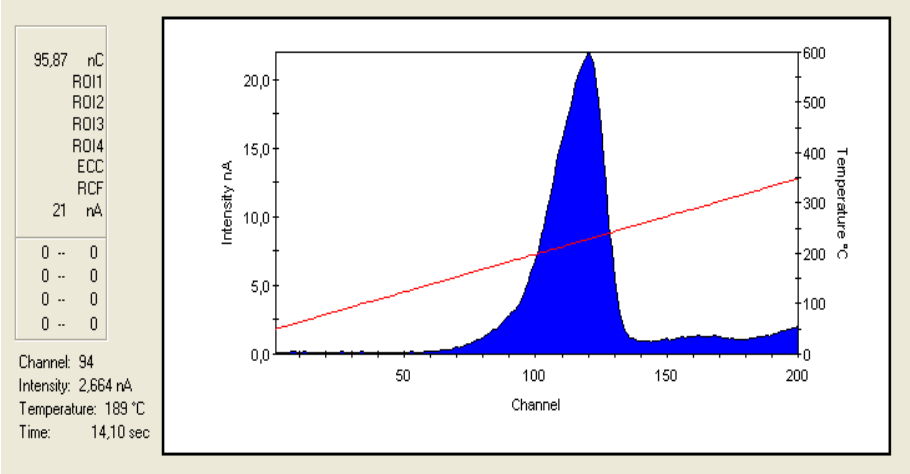
3.1.4. Termolüminesans Dozimetrelerin Kalibrasyonu

TLD kristallerinin üretimi sırasında yapılan farklı oranda yabancı atom katkısı tuzak yapılarının farklı olmasına neden olur. Tuzak yapısından kaynaklanan duyarlılık farklılıklarını ortadan kaldırmak için kalibrasyon yapılmalıdır. Aynı koşullar altında ve eşit miktarda radyasyona maruz kalan TLD'lerin aynı doz cevabını vermesi beklenir fakat saklama koşulları ve katkılanma oranlarının farklı olması nedeniyle aynı cevabı vermezler.

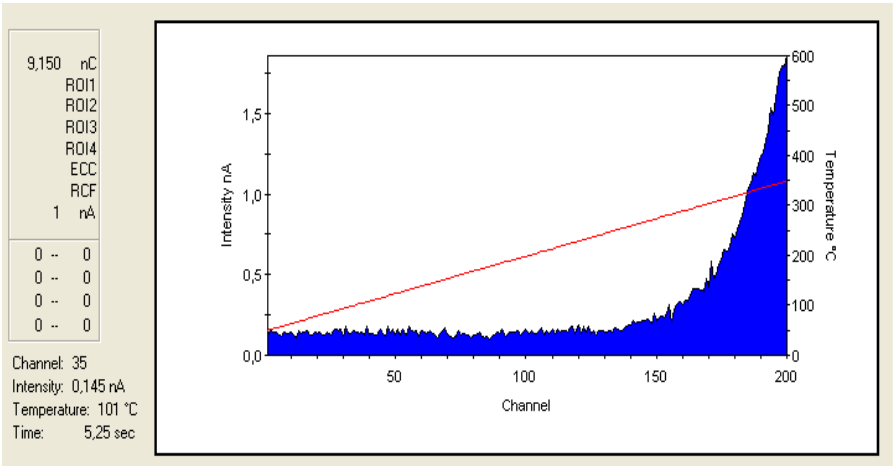
LiF: Mg, Ti (TLD-100) dozimetrelerine ışınlama öncesinde tavlama işlemi yapılmalıdır. Dozimetreler tavlandığında tuzak yapıları daha kararlı hale gelir. Böylece dozimetri hassasiyetinin maksimum verimlilikte ve minimum standart sapmada olması sağlanır. Bu çalışmada kalibrasyon için TLD'ler tavlanmış ve ardından 10 mGy X-ışını ile ışınlanmıştır. TLD'ler Harshaw 2500 okuma cihazında okunarak her bir TLD'nin uygulanan doza verdiği cevap nanocoulomb (nC) cinsinden kaydedilmiştir. Her bir TLD iki kez okunmuştur. İlk okuma TLD'nin doz cevabını vermektedir. İkinci okumada ise dozimetrelerin okuma işlemi sırasında yüksek sıcaklıklara ısıtılması nedeniyle meydana gelen siyah cisim ışımasının oluşturduğu doz cevabı miktarına bakılmıştır. Işıma eğrisinde doz cevabı için bu iki okuma arasındaki

fark alınmış ve doz cevabı hesaplanmıştır. Böylece yüksek sıcaklıklarda siyah cisim ışımasından dolayı oluşan doz cevabı ölçüm sonuçlarından çıkarılarak daha yüksek doğrulukta ölçüm sonucu elde edilmiştir.

Şekil 3.6'da 10 mGy ışınlama sonrasında elde edilen doz cevabını, Şekil 3.7'de ise siyah cisim ışımasından dolayı kaynaklanan doz cevabını göstermektedir. Bu iki değer birbirinden çıkarılarak sadece ışınlamadan kaynaklanan doz cevabı hesaplanmıştır. Dozimetreler 3 kez 10 mGy'de ışınlanarak aynı okuma işlemi gerçekleştirilmiştir. Her bir TLD'nin doza verdiği cevapların ortalaması alınarak kalibrasyonları yapılmıştır. Böylece dozimetrelerin doza verdiği cevap daha yüksek doğrulukta elde edilmiştir.



Şekil 3.6. 10 mGy ışınlama sonrası TLD'nin ışıma eğrisi ve nC olarak doz cevabı.



Şekil 3.7. 10 mGy ışınlama sonrası TLD'nin siyah cisim ışımasından dolayı oluşan ışıma eğrisi ve nC olarak doz cevabı.

3.1.5. TL Okuması

TL dozimetreler ışınlandıktan sonra okumada kısa ömürlü piklerin ortadan kaldırılması amacıyla 100°C'de 15 dakika ön ısıtma işlemi yapılmıştır. Böylece okuma öncesi kısa ömürlü piklerin etkisi ortadan kaldırmıştır. Harshaw TLD okuyucu cihazında TLD'ler 350°C'ye saniyede 5°C'lik sıcaklık artışı olacak şekilde ısıtılarak okunmuştur. Siyah cisim ışımasından kaynaklanan doz miktarını ölçmek için bu işlem her bir dozimetre için iki defa tekrarlanmıştır.

3.1.6. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Araştırmanın radyasyon ölçümleri Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji A.D.'da bulunan 16-kesitli BT (Emotion, Siemens Medical System; Erlangen, Germany) ve 128-kesitli çift tüplü BT (Definition Flash, Siemens Medical System; Erlangen, Germany) modellerinde yapılmıştır.

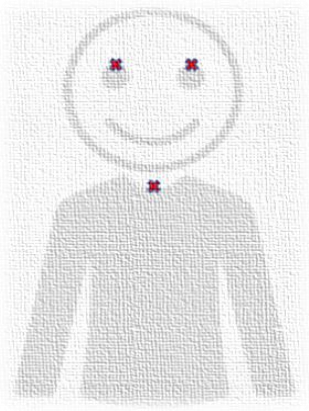
Siemens Emotion cihazı, 16-kesitli dedektör sistemine sahip olup; 80, 110, 130 kV tüp potansiyelleri altında 345 mA'e kadar katot akımı uygulayabilmektedir.

Siemens Definition Flash cihazı, 128-kesit dedektör sistemine sahip; 70, 80, 100, 120, 140 kV tüp potansiyelleri uygulayabilmektedir. Tarama yaparken dual enerji uygulayabilen bu cihazın temel prensibi farklı kV değerleri (genellikle 80 ve 140 kV) ile aynı anatomik bölgenin farklı iki veri setini elde edebilmesidir.

Dual enerji BT (DEBT) tekniği kullanılarak tüm vücut birkaç saniye içinde taranabilmekte ve solunum artefaktlarına bağlı çakışmama artefaktlarının önüne geçilebilmektedir. Tek bir nefes tutma süresinde neredeyse eş zamanlı dual enerji verilerinin elde edilmesi mümkündür. Elde edilen DEBT verileri kontrast maddenin görüntüden uzaklaştırılarak sanal kontrastsız görüntüsü (su görüntüsü) ve iyot haritalarının elde edilmesini sağlayan dual enerji yazılımı bulunan çalışma istasyonunda değerlendirilir. Çift tüplü BT kullanılarak 80 ve 140 kV ile elde edilen iki veri seti çalışma istasyonuna aktarılır ve sanal kontrastsız, iyot haritası ve karışık (80 ve 140 kV verilerinin değişik oranlarda harmanlandığı) görüntüler elde edilir. Çift tüplü BT'nin esas avantajı çakışmama artefaktlarının olmamasıdır (77).

3.2. Yöntem

Bu tez çalışmasında hasta dozu tayini, yüzey giriş dozu ölçümleriyle gerçekleştirilmiştir. Toraks tomografi çekimi yapılan 100 hastada tarama esnasında doğrudan ve dolaylı yoldan radyasyona maruz kalan tiroid gland ile dolaylı yoldan radyasyona maruz kalan sağ göz ve sol göz yüzeyinden olmak üzere üç farklı noktadan doz ölçümü yapılmıştır (Şekil 3.8). İlk 50 hasta için ölçümler 16-kesitli BT cihazında gerçekleştirilmiştir. Ardından cihaz değişikliği yapılarak 128-kesitli BT cihazında 50 hasta için yüzey dozu ölçümleri yapılmıştır. Ölçüm öncesi dozimetreler 400°C'de 1 saat, 200°C'de 2 saat tavlanmış ve hasta cildine temas etmemesi için uygun şekilde paketlenmiştir. Her bir ölçüm noktasına üç adet TLD tarama öncesi hazırlanarak hasta cildine flaster yardımıyla yapıştırılmıştır. Tarama süresince hasta cildinde bekletilen TLD'ler ışınlama sonrasında hasta cildi üzerinden alınmıştır. Daha sonra ışınlama işleme biten dozimetreler okuma işlemi için laboratuvara götürülmüştür. Okuma öncesi TLD'ler 100°C'de 15 dk ön tavlama işleminden geçirilmiş ve ardından okuyucu sistemde tiroid gland ve gözlerin maruz kaldığı yüzey dozu ölçülmüştür.



Şekil 3.8. Işınlama öncesi TLD'lerin hasta üzerindeki konumu.

4. BULGULAR

4.1. Termolüminesans Dozimetrelerin Doz Cevabı

Dozimetreler 10mGy X-ışınıyla ışınlanarak okuma işlemi gerçekleştirilmiş ve ışıma eğrileri üzerinden doz cevabı nC olarak tespit edilerek kaydedilmiştir.

Tablo 4.1. TLD'lerin doz cevabı.

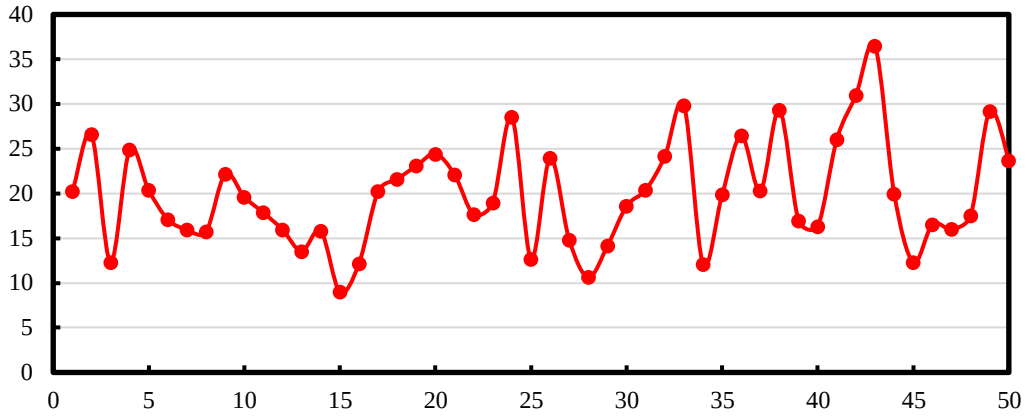
TLD 100 KALİBRASYON DEĞERLERİ (nC)							
TLD kod	**Doz (10mGy)**	**Back ground**	**Doz cevabı**	**TLD kod**	**Doz (10mGy)**	**Back ground**	**Doz cevabı**
A1	87,293	8,010	79,283	E6	79,797	7,046	72,751
A2	84,297	7,481	76,815	E7	87,807	7,454	80,353
A3	89,957	8,028	81,928	E8	80,047	7,878	72,168
A4	87,297	6,964	80,333	E9	86,917	7,772	79,145
A5	93,060	7,767	85,293	F1	89,767	7,717	82,050
A6	85,433	7,654	77,780	F2	86,627	7,615	79,012
A7	87,253	7,021	80,232	F3	81,617	7,485	74,132
A8	90,787	6,944	83,843	F4	90,547	8,578	81,968
A9	84,190	6,807	77,383	F5	84,037	8,598	75,439
B1	87,643	7,256	80,387	F6	71,440	7,463	63,977
B2	84,117	7,328	76,789	F7	79,917	7,171	72,746
B3	87,897	6,831	81,066	F8	83,700	7,997	75,703
B4	91,350	7,187	84,163	F9	77,080	7,094	69,986
B5	84,277	7,193	77,084	G1	80,550	8,312	72,238
B6	89,250	7,044	82,206	G2	74,850	7,696	67,154
B7	88,007	6,673	81,333	G3	84,210	9,428	74,782
B8	87,187	6,923	80,264	G4	83,527	8,319	75,208
B9	87,583	6,850	80,733	G5	77,130	8,049	69,081
C1	83,130	7,382	75,748	G6	79,230	7,704	71,526
C2	86,647	7,351	79,296	G7	80,110	8,040	72,070
C3	88,980	6,627	82,353	G8	83,487	6,712	76,775
C4	90,443	6,923	83,520	G9	86,203	8,779	77,424
C5	85,617	7,101	78,515	H1	67,510	7,707	59,803
C6	82,787	6,727	76,059	H2	71,713	7,434	64,279
C7	84,673	7,504	77,169	H3	73,947	6,456	67,491
C8	87,083	7,141	79,943	H4	71,670	5,999	65,671
C9	88,003	6,846	81,157	H5	74,803	6,668	68,136
D1	91,430	6,983	84,447	H6	68,493	5,866	62,627
D2	84,693	6,684	78,009	H7	76,900	6,669	70,231
D3	89,030	6,776	82,254	H8	71,997	6,484	65,513
D4	92,585	7,504	85,082	H9	69,727	6,491	63,236
D5	90,663	5,541	85,123	I1	79,293	6,629	72,665
D6	84,127	8,030	76,097	I2	73,127	6,650	66,476
D7	82,943	6,926	76,018	I3	77,850	7,158	70,692
D8	88,817	7,907	80,909	I4	80,830	8,329	72,501
D9	83,017	7,025	75,992	I5	83,837	8,853	74,983
E1	79,667	6,785	72,882	I6	71,350	6,728	64,622
E2	83,643	7,008	76,636	I7	78,897	6,451	72,446
E3	90,477	7,031	83,446	I8	81,393	8,216	73,177
E4	86,653	6,651	80,003	I9	76,863	7,223	69,640
E5	88,153	7,554	80,599				

4.2. Ölçülen Yüzey Dozları ve Diğer Bulgular

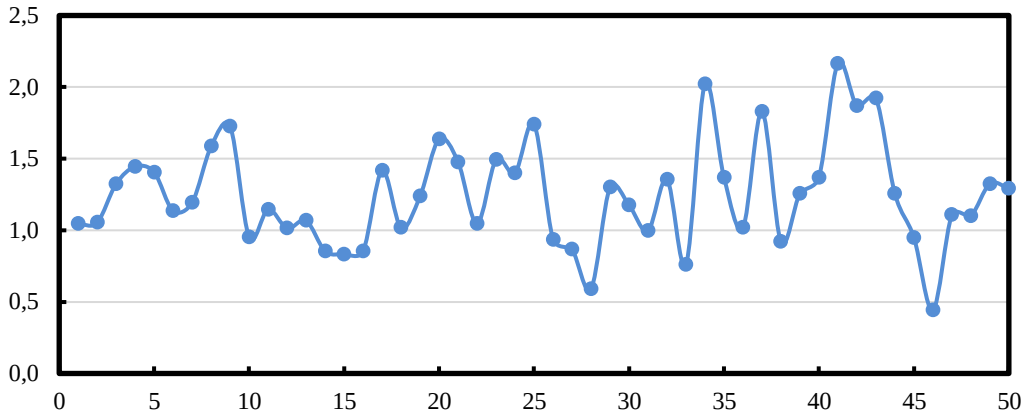
16-kesitli BT cihazında toraks çekimi yapılan 50 hasta üzerinde üç farklı noktadan yüzey dozu ölçümleri alınmıştır. Daha sonra 128-kesitli BT cihazında 50 hasta için aynı ölçümler gerçekleştirilmiştir. Işınlama işlemi biten TLD'lerin doz cevabı ve background değerleri ölçülmüştür. Bu değerler 10 mGy ışınlamada elde edilen kalibrasyon değerleriyle karşılaştırılarak her bir hastanın tiroid gland, sağ göz ve sol göz yüzey dozları hesaplanarak kaydedilmiştir.

Tablo 4.2. 16-kesit BT cihazında 50 hastaya ait tiroid gland, sağ göz ve sol göz doz değerleri.

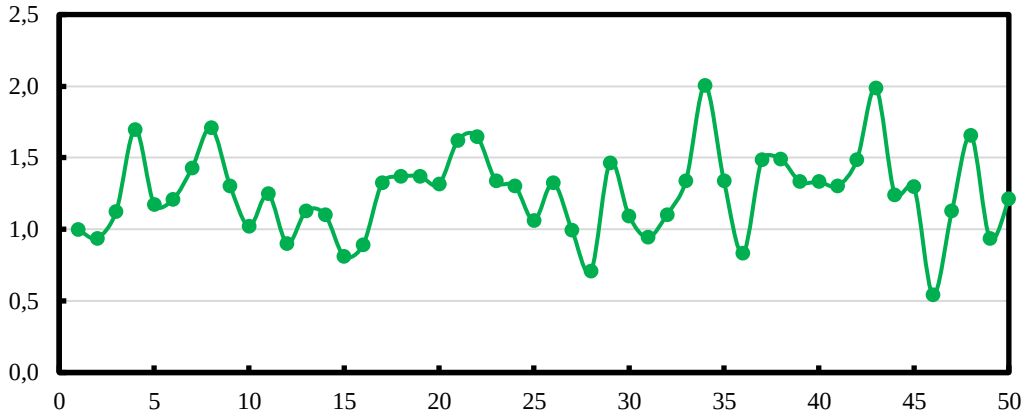
Hasta no	Tiroid dozu	Sağ göz dozu	Sol göz dozu	Hasta no	Tiroid dozu	Sağ göz dozu	Sol göz dozu
1	20,201	1,046	0,998	26	23,968	0,937	1,325
2	26,57	1,054	0,938	27	14,806	0,866	0,994
3	12,322	1,325	1,125	28	10,647	0,592	0,709
4	24,903	1,444	1,698	29	14,138	1,3	1,465
5	20,362	1,405	1,174	30	18,592	1,176	1,094
6	17,099	1,134	1,21	31	20,395	0,997	0,944
7	15,944	1,194	1,43	32	24,144	1,355	1,103
8	15,74	1,586	1,71	33	29,858	0,762	1,34
9	22,171	1,727	1,303	34	12,114	2,021	2,003
10	19,609	0,954	1,021	35	19,859	1,37	1,337
11	17,849	1,146	1,247	36	26,486	1,019	0,831
12	15,959	1,014	0,902	37	20,307	1,83	1,488
13	13,546	1,067	1,127	38	29,336	0,921	1,49
14	15,811	0,855	1,101	39	16,961	1,258	1,333
15	8,986	0,834	0,811	40	16,313	1,37	1,332
16	12,178	0,853	0,891	41	26,038	2,166	1,304
17	20,226	1,417	1,324	42	30,989	1,869	1,484
18	21,601	1,018	1,368	43	36,449	1,922	1,986
19	23,087	1,238	1,37	44	19,98	1,255	1,24
20	24,413	1,638	1,316	45	12,309	0,95	1,299
21	22,103	1,478	1,622	46	16,541	0,442	0,544
22	17,636	1,046	1,648	47	15,993	1,108	1,128
23	18,981	1,492	1,337	48	17,533	1,102	1,656
24	28,508	1,402	1,303	49	29,189	1,325	0,938
25	12,676	1,741	1,061	50	23,704	1,292	1,214



Şekil 4.1. 16-kesit BT cihazında tiroid gland yüzeyine ait yüzey dozunun dağılımı (Ortalama Yüzey Dozu: 19,903 mGy).



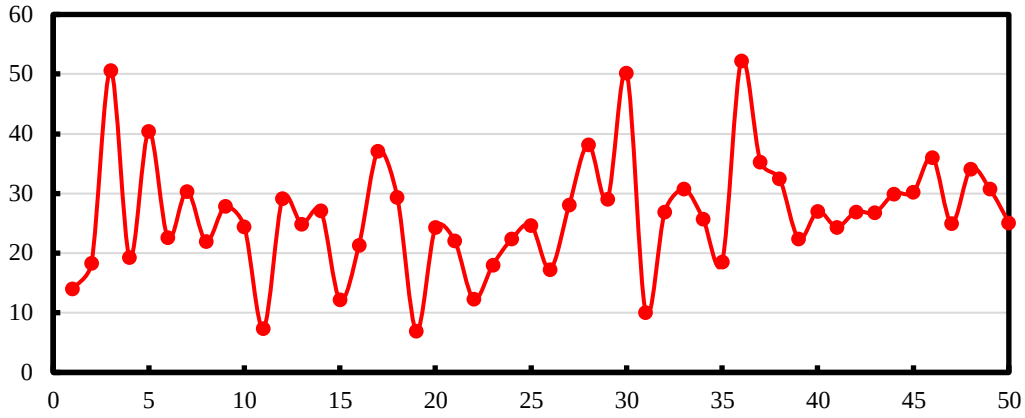
Şekil 4.2. 16-kesit BT cihazında sağ göz yüzeyine ait yüzey dozunun dağılımı (Ortalama Yüzey Dozu: 1,246 mGy).



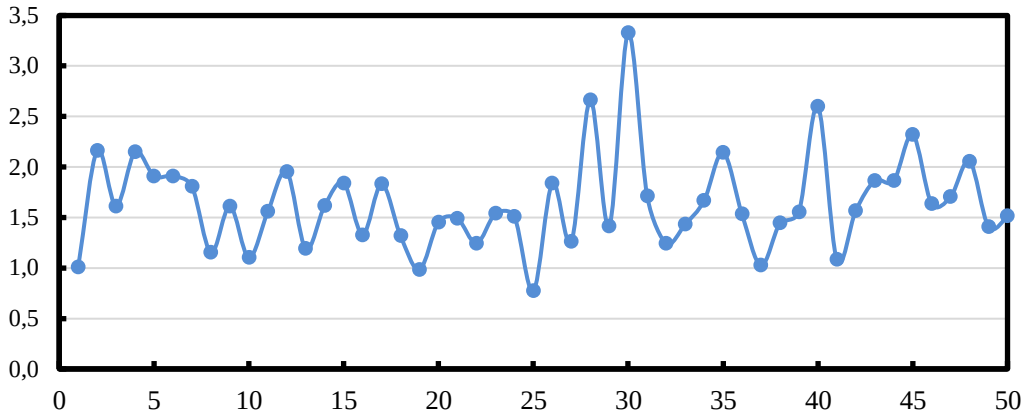
Şekil 4.3. 16-kesit BT cihazında sol göz yüzeyine ait yüzey dozunun dağılımı (Ortalama Yüzey Dozu: 1,252 mGy).

Tablo 4.3. 128-kesit BT cihazında 50 hastaya ait tiroid gland, sağ göz ve sol göz doz değerleri.

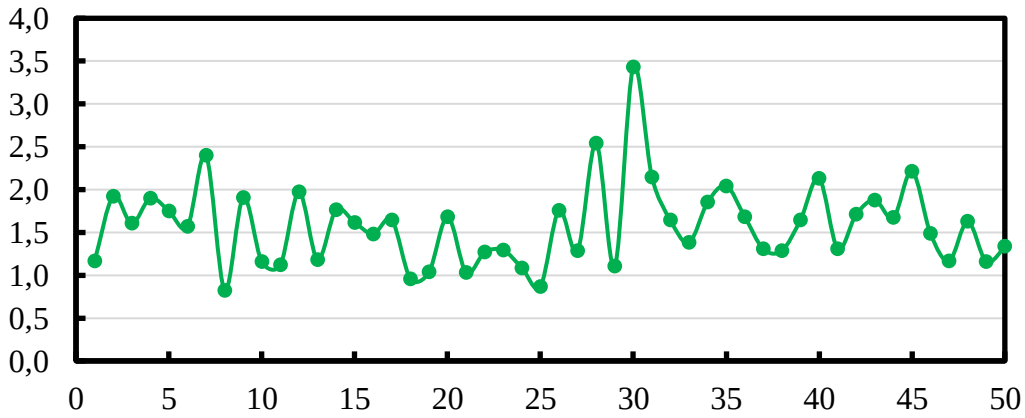
Hasta no	Tiroid dozu	Sağ göz dozu	Sol göz dozu	Hasta no	Tiroid dozu	Sağ göz dozu	Sol göz dozu
1	14,061	1,007	1,166	26	17,299	1,839	1,759
2	18,283	2,161	1,921	27	28,101	1,260	1,286
3	50,673	1,612	1,604	28	38,239	2,665	2,543
4	19,271	2,148	1,899	29	29,082	1,413	1,104
5	40,408	1,911	1,749	30	50,208	3,327	3,431
6	22,605	1,910	1,569	31	10,092	1,712	2,148
7	30,406	1,806	2,398	32	26,962	1,242	1,641
8	21,995	1,151	0,825	33	30,732	1,430	1,381
9	27,839	1,613	1,905	34	25,788	1,666	1,852
10	24,452	1,101	1,156	35	18,523	2,144	2,043
11	7,378	1,557	1,12	36	52,201	1,532	1,681
12	29,178	1,952	1,971	37	35,324	1,024	1,307
13	24,862	1,190	1,184	38	32,548	1,443	1,288
14	27,166	1,619	1,762	39	22,457	1,553	1,647
15	12,211	1,841	1,614	40	26,992	2,600	2,131
16	21,339	1,328	1,483	41	24,394	1,081	1,311
17	37,148	1,831	1,643	42	26,934	1,567	1,710
18	29,421	1,316	0,959	43	26,803	1,863	1,878
19	6,967	0,984	1,036	44	29,972	1,862	1,671
20	24,299	1,454	1,684	45	30,215	2,321	2,216
21	22,124	1,488	1,034	46	36,068	1,633	1,485
22	12,297	1,675	1,268	47	25,026	1,704	1,167
23	18,019	1,538	1,291	48	34,104	2,057	1,629
24	22,398	1,508	1,087	49	30,770	1,406	1,159
25	24,689	0,771	0,871	50	25,128	1,517	1,336



Şekil 4.4. 128-kesit BT cihazında tiroid gland yüzeyine ait yüzey dozunun dağılımı (Ortalama Yüzey Dozu: 26,469 mGy).



Şekil 4.5. 128-kesit BT cihazında sağ göz yüzeyine ait yüzey dozunun dağılımı (Ortalama Yüzey Dozu: 1,638 mGy).



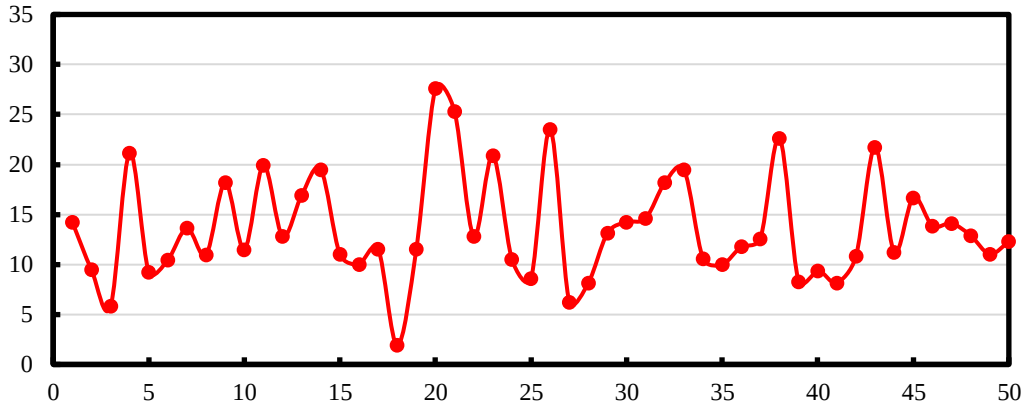
Şekil 4.6. 128-kesit BT cihazında sol göz yüzeyine ait yüzey dozunun dağılımı (Ortalama Yüzey Dozu: 1,580 mGy).

Tablo 4.4. Tiroid, sağ göz ve sol göz doz değerlerinin gruplarda karşılaştırılması.

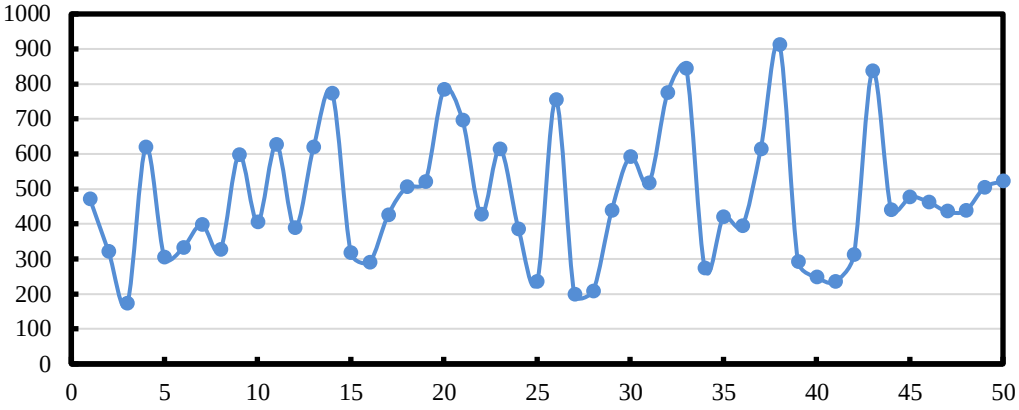
Değişkenler	Grup				Test İstatistiği	
	16-Kesit (n=50)		128-Kesit (n= 50)			
	Ortanca (min; maks)	Ort±SS	Ortanca (min; maks)	Ort±SS	Z	p
Tiroid dozu (mGy)	19.73 (8.99; 36.45)	19.90±0.838	26.30 (6.97; 52.20)	26.47±1.382	-4.012	**<0.001**
Sağ göz dozu (mGy)	1.22 (0.44; 2.17)	1.25±0.051	1.56 (0.77; 3.33)	1.64±0.066	-4.440	**<0.001**
Sol göz dozu (mGy)	1.30 (0.54; 2.00)	1.25±0.042	1.61 (0.83; 3.43)	1.58±0.068	-3.499	**<0.001**

Tablo 4.5. 16-kesit BT cihazında 50 hastaya ait $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP doz değerleri.

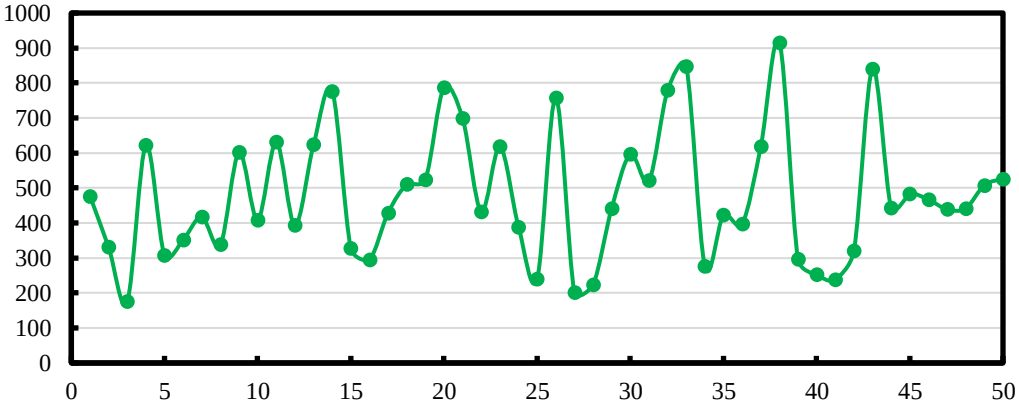
Hasta no	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy*cm)	Total DLP (mGy*cm)	Hasta no	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy*cm)	Total DLP (mGy*cm)
1	14,24	471,24	477	26	23,52	754,52	758
2	9,47	320,63	331	27	6,26	198,32	202
3	5,82	172,25	176	28	8,16	207,67	223
4	21,18	618,54	622	29	13,13	437,89	442
5	9,25	303,89	308	30	14,24	592,42	596
6	10,46	332,23	352	31	14,62	516,88	521
7	13,63	398,74	417	32	18,18	775,19	779
8	10,98	326,07	338	33	19,51	844,52	848
9	18,19	598,05	602	34	10,59	273,27	277
10	11,49	405,55	409	35	9,99	419,34	423
11	19,92	627,32	631	36	11,78	393,69	397
12	12,83	388,81	393	37	12,6	614,58	618
13	16,93	619,8	624	38	22,64	912,17	916
14	19,49	773,28	777	39	8,28	292,31	296
15	11,01	317,58	328	40	9,4	247,71	252
16	10,02	289,46	295	41	8,16	235,42	239
17	11,56	425,52	429	42	10,82	312,04	321
18	1,92	505,8	510	43	21,73	837,53	841
19	11,56	520,32	524	44	11,26	440,44	444
20	27,63	784,43	788	45	16,68	477,33	483
21	25,3	695,55	699	46	13,87	462,77	467
22	12,83	427,94	432	47	14,1	435,7	439
23	20,87	614,57	618	48	12,9	438,17	442
24	10,52	384,98	389	49	11,04	503,99	508
25	8,61	235,86	241	50	12,31	521,89	526



Şekil 4.7. 16-kesit BT cihazında $CTDI_{vol}$ dozunun dağılımı (Ortalama $CTDI_{vol}$: 13,632 mGy).



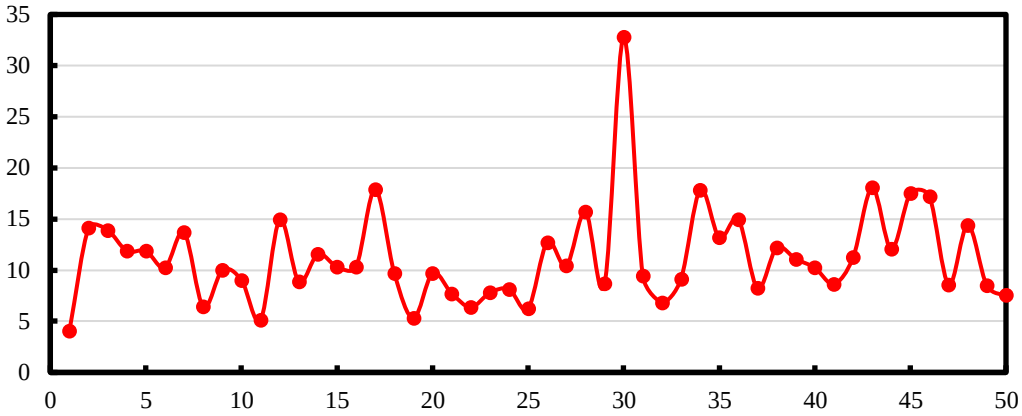
Şekil 4.8. 16-kesit BT cihazında DLP dozunun dağılımı (Ortalama DLP: 474,083 mGy).



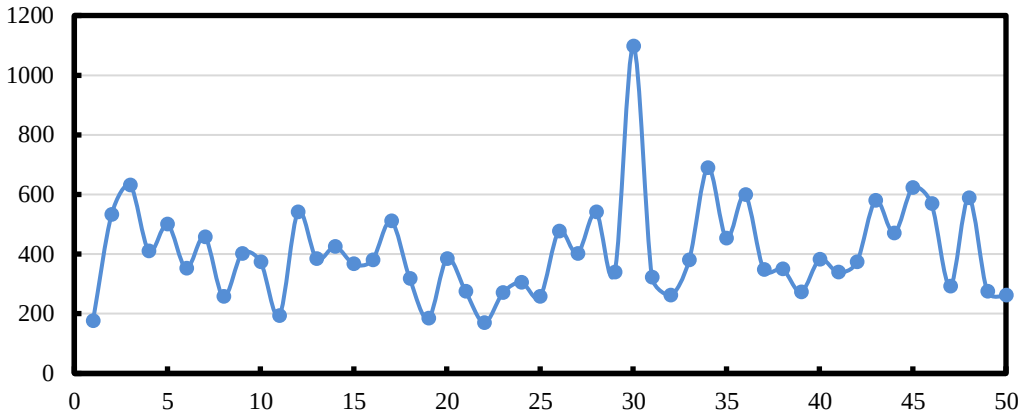
Şekil 4.9. 16-kesit BT cihazında total DLP dozunun dağılımı (Ortalama Total DLP: 479,360 mGy).

Tablo 4.6. 128-kesit BT cihazında 50 hastaya ait $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP doz değerleri.

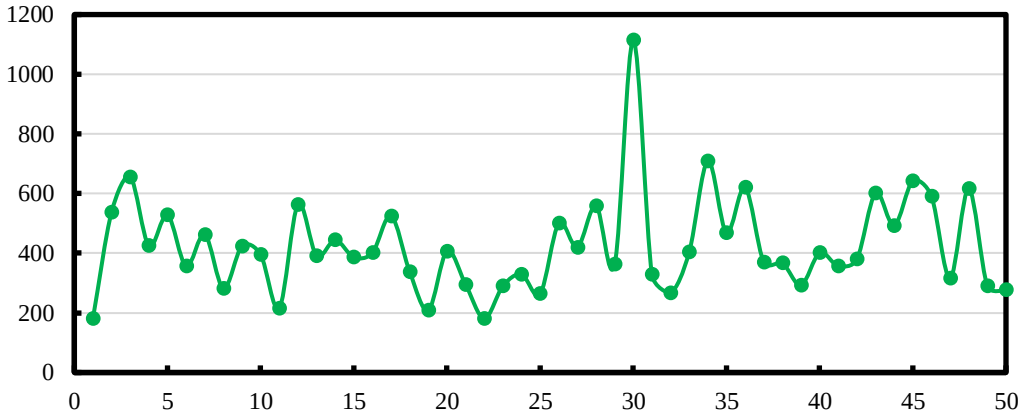
Hasta no	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy*cm)	Total DLP (mGy*cm)	Hasta no	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy*cm)	Total DLP (mGy*cm)
1	4,09	176	182	26	12,73	476	500
2	14,11	533	538	27	10,43	402	420
3	13,91	631	656	28	15,71	540	559
4	11,88	411	425	29	8,68	340	363
5	11,88	500	528	30	32,79	1096	1114
6	10,25	352	356	31	9,45	323	328
7	13,68	457	463	32	6,84	261	267
8	6,42	257	282	33	9,16	381	404
9	9,99	402	424	34	17,85	690	709
10	9,03	373	395	35	13,18	453	468
11	5,15	194	216	36	14,93	598	620
12	14,93	540	563	37	8,24	347	370
13	8,88	385	392	38	12,17	351	367
14	11,57	425	444	39	11,09	273	293
15	10,33	367	387	40	10,23	382	401
16	10,33	381	402	41	8,65	339	357
17	17,91	511	525	42	11,23	374	380
18	9,68	318	337	43	18,06	579	601
19	5,29	184	209	44	12,05	470	492
20	9,71	384	407	45	17,52	623	643
21	7,72	275	295	46	17,18	569	591
22	6,38	170	181	47	8,58	292	316
23	7,79	270	290	48	14,42	588	616
24	8,14	305	329	49	8,48	274	290
25	6,25	258	264	50	7,55	262	277



Şekil 4.10. 128-kesit BT cihazında $CTDI_{vol}$ dozunun dağılımı (Ortalama $CTDI_{vol}$: 11,252 mGy).



Şekil 4.11. 128-kesit BT cihazında DLP dozunun dağılımı (Ortalama DLP: 406,841 mGy).



Şekil 4.12. 128-kesit BT cihazında total DLP dozunun dağılımı (Ortalama Total DLP: 424,720 mGy).

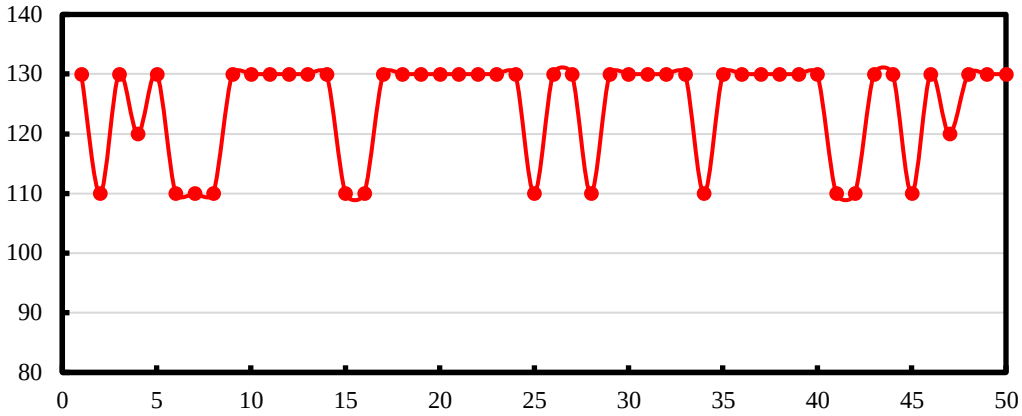
BT'de DLP, absorbe edilen dozun tarama uzunluğu hesaba katılarak hesaplanır. Bunun dışında toraks BT taramalarında çoğunlukla kontrast madde kullanılır ve hastaya yapılan ekstra ışınlamalardan dolayı absorbe edilen dozda bir miltar artış meydana gelir. Bu da BT'de total DLP olarak verilir.

Tablo 4.7. $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP değerlerinin gruplarda karşılaştırılması.

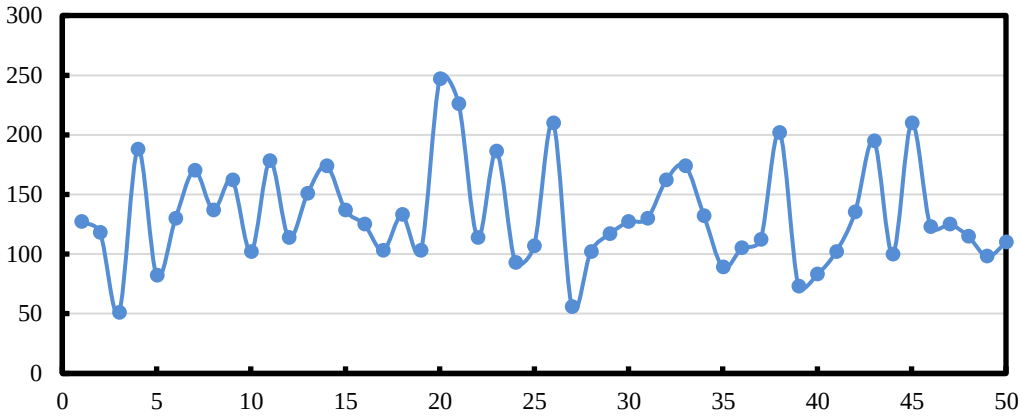
Değişkenler	**Grup**				**Test İstatistiği**	
	16-Kesit (n=50)		**128-Kesit (n= 50)**			
	Ortanca (min; maks)	**Ort±SS**	**Ortanca (min; maks)**	**Ort±SS**	**Z**	**p**
CTD_{vol} (mGy)	12.46 (1.92; 27.63)	13.63±0.753	10.29 (4.09; 32.79)	11.25±0.667	-2.623	**0.009**
DLP (mGy)	438.03 (172.25; 912.17)	474.08±26.409	381.00 (170.00; 1096.00)	406.84±22.937	-1.965	**0.049**
Total DLP (mGy)	442.00 (176.00; 916.00)	479.36±26.233	398.00 (181.00; 1114.00)	424.72±23.138	-1.599	**0.110**

Tablo 4.8. 16-kesit BT cihazında 50 hastaya ait kV, mAs ve ışınlama süresi değerleri.

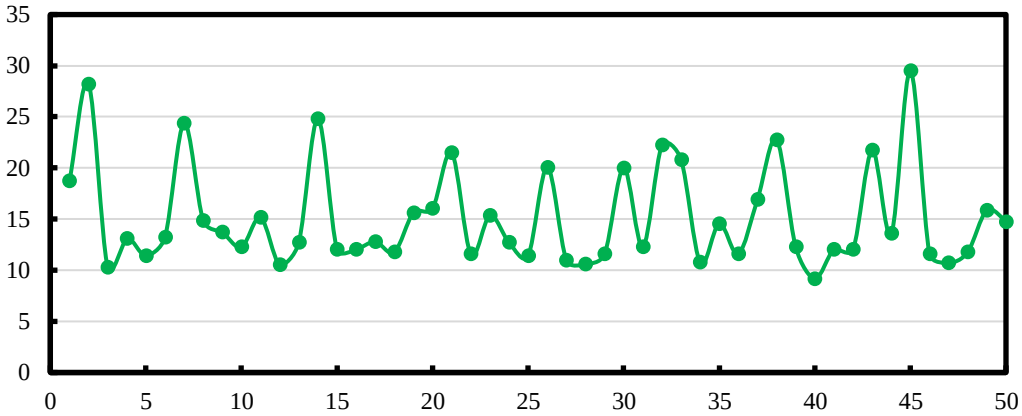
Hasta no	kV	mAs	Işınlama süresi (s)	Hasta no	kV	mAs	Işınlama süresi (s)
1	130	127	18,71	26	130	210	20,06
2	110	118	28,21	27	130	56	11,00
3	130	51	10,28	28	110	102	10,61
4	120	188	13,10	29	130	117	11,59
5	130	82	11,41	30	130	127	20,01
6	110	130	13,24	31	130	130	12,28
7	110	170	24,38	32	130	162	22,22
8	110	137	14,85	33	130	174	20,82
9	130	162	13,71	34	110	132	10,76
10	130	102	12,26	35	130	89	14,57
11	130	178	15,15	36	130	105	11,60
12	130	114	10,53	37	130	112	16,93
13	130	151	12,72	38	130	202	22,77
14	130	174	24,81	39	130	73	12,26
15	110	137	12,03	40	130	83	9,16
16	110	125	12,05	41	110	102	12,03
17	130	103	12,78	42	110	135	12,03
18	130	133	11,78	43	130	195	21,73
19	130	103	15,63	44	130	100	13,58
20	130	247	16,05	45	110	210	29,51
21	130	226	21,49	46	130	123	11,59
22	130	114	11,59	47	120	125	10,74
23	130	186	15,34	48	130	115	11,80
24	130	93	12,72	49	130	98	15,86
25	110	107	11,43	50	130	110	14,73



Şekil 4.13. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastaya ait kV değerlerinin dağılımı (Ortalama kV: 124,800).



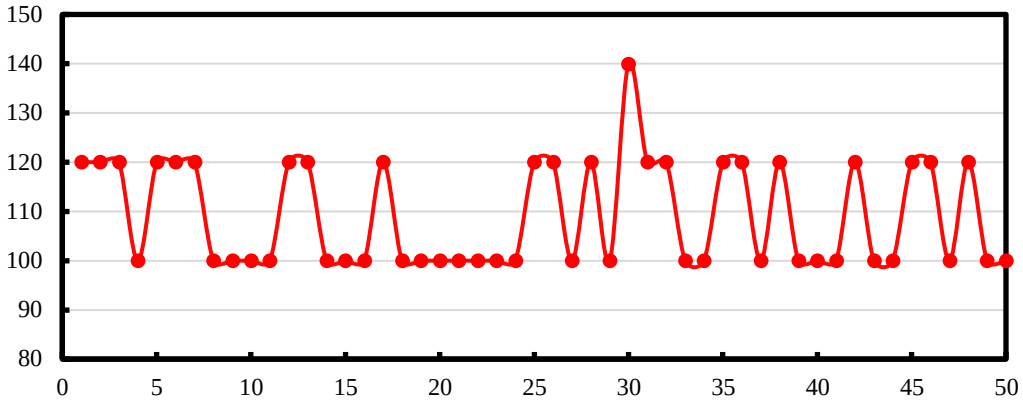
Şekil 4.14. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastaya ait mAs değerlerinin dağılımı (Ortalama mAs: 132,903).



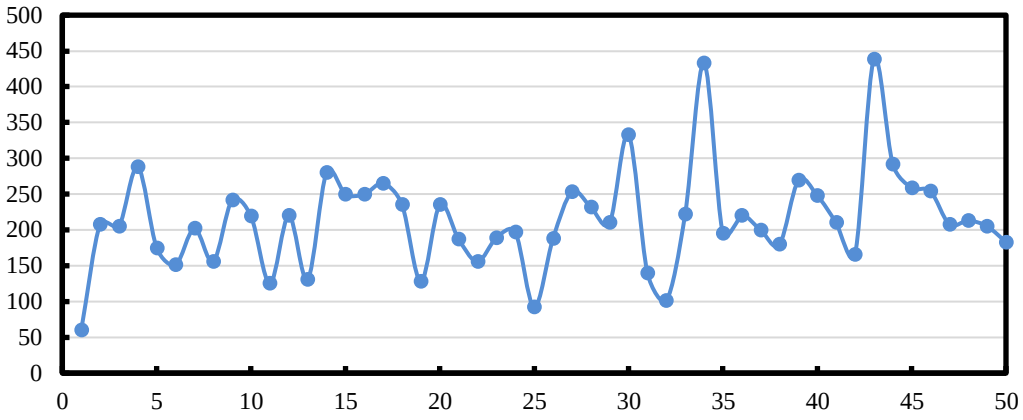
Şekil 4.15. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastaya ait ışınlama süresi değerlerinin dağılımı (Ortalama Işınlama Süresi: 15,131 s).

Tablo 4.9. 128-kesit BT cihazında 50 hastaya ait kV, mAs ve ışınlama süresi değerleri.

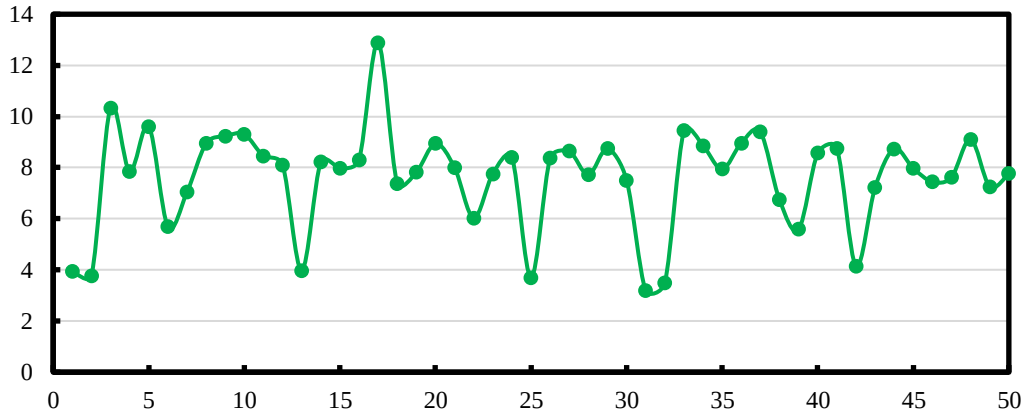
Hasta no	kV	mAs	Işınlama süresi (s)	Hasta no	kV	mAs	Işınlama süresi (s)
1	120	60	3,95	26	120	188	8,37
2	120	208	3,77	27	100	253	8,64
3	120	205	10,34	28	120	232	7,72
4	100	288	7,85	29	100	210	8,75
5	120	175	9,61	30	140	333	7,51
6	120	151	5,7	31	120	140	3,18
7	120	202	7,04	32	120	101	3,49
8	100	156	8,94	33	100	222	9,45
9	100	242	9,23	34	100	433	8,86
10	100	219	9,3	35	120	195	7,94
11	100	125	8,45	36	120	220	8,96
12	120	220	8,11	37	100	200	9,39
13	120	131	3,98	38	120	180	6,74
14	100	280	8,23	39	100	269	5,59
15	100	250	7,97	40	100	248	8,57
16	100	250	8,3	41	100	210	8,76
17	120	265	12,89	42	120	166	4,15
18	100	235	7,38	43	100	438	7,22
19	100	128	7,82	44	100	292	8,73
20	100	235	8,94	45	120	259	7,97
21	100	187	8	46	120	254	7,45
22	100	156	6,03	47	100	208	7,63
23	100	189	7,76	48	120	213	9,11
24	100	197	8,39	49	100	205	7,26
25	120	92	3,7	50	100	183	7,78



Şekil 4.16. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastaya ait kV değerlerinin dağılımı (Ortalama kV: 109.200).



Şekil 4.17. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastaya ait mAs değerlerinin dağılımı (Ortalama mAs: 213,960).



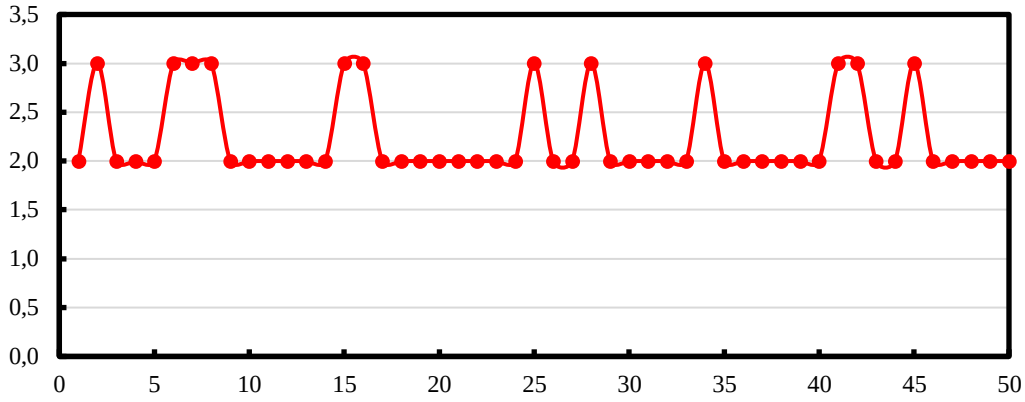
Şekil 4.18. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastaya ait ışınlama süresi değerlerinin dağılımı (Ortalama Işınlama Süresi: 7,618 s).

Tablo 4.10. kV, mAs ve ışınlama süresi değerlerinin gruplarda karşılaştırılması.

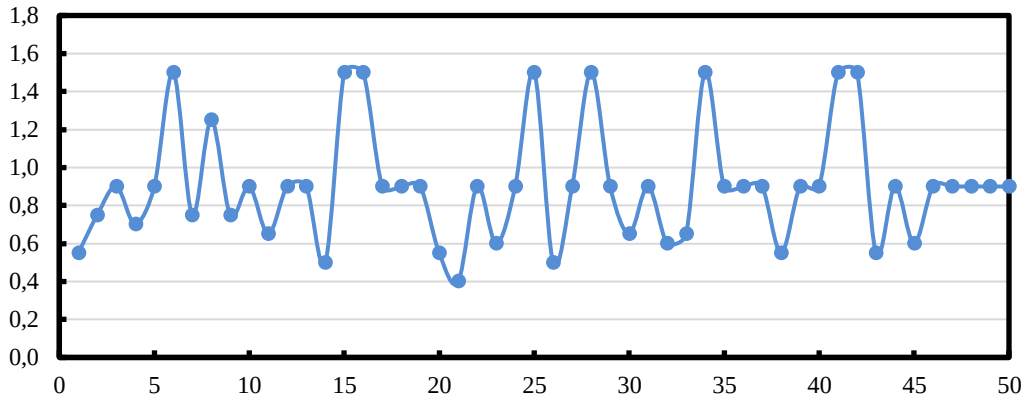
Değişkenler	Grup				Test İstatistiği	
	16-Kesit (n=50)		128-Kesit (n= 50)			
	Ortanca (min; maks)	Ort±SS	Ortanca (min; maks)	Ort±SS	Z	p
kV	130.00 (110.00; 130.00)	124.80±1.220	100.00 (100.00; 140.00)	109.20±1.534	-6.671	**<0.001**
mAs	125.00 (51.00; 247.00)	132.90±6.158	209.00 (60.00; 438.00)	213.96±9.977	-6.067	**<0.001**
Işınlama süresi (s)	12.94 (9.16; 29.51)	15.13±0.699	7.97 (3.18; 12.89)	7.62±0.276	-8.397	**<0.001**

Tablo 4.11. 16-kesit BT cihazında 50 hastaya ait kesit kalınlığı, pitch ve kesit sayısı değerleri.

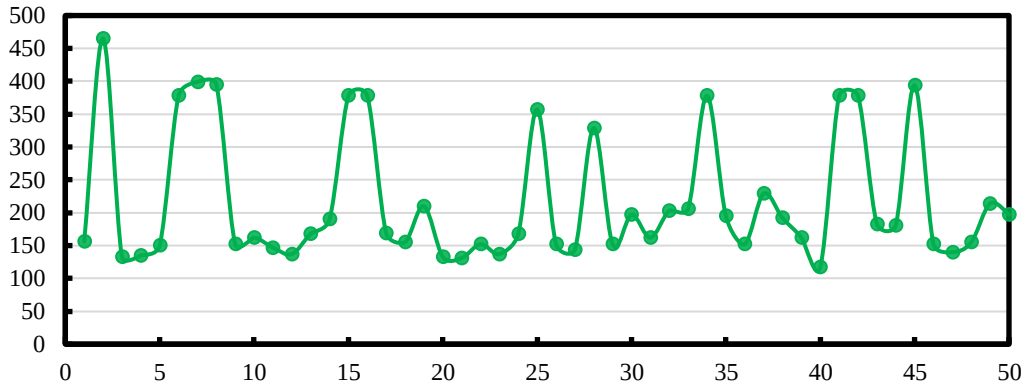
Hasta no	Kesit kalınlığı (mm)	Pitch	Kesit sayısı	Hasta no	Kesit kalınlığı (mm)	Pitch	Kesit sayısı
1	2	0,55	156	26	2	0,5	152
2	3	0,75	465	27	2	0,9	144
3	2	0,9	133	28	3	1,5	329
4	2	0,7	135	29	2	0,9	152
5	2	0,9	150	30	2	0,65	197
6	3	1,5	378	31	2	0,9	162
7	3	0,75	399	32	2	0,6	203
8	3	1,25	395	33	2	0,65	206
9	2	0,75	152	34	3	1,5	378
10	2	0,9	162	35	2	0,9	195
11	2	0,65	147	36	2	0,9	152
12	2	0,9	137	37	2	0,9	229
13	2	0,9	168	38	2	0,55	192
14	2	0,5	190	39	2	0,9	162
15	3	1,5	378	40	2	0,9	117
16	3	1,5	378	41	3	1,5	378
17	2	0,9	169	42	3	1,5	378
18	2	0,9	155	43	2	0,55	183
19	2	0,9	210	44	2	0,9	181
20	2	0,55	133	45	3	0,6	394
21	2	0,4	131	46	2	0,9	152
22	2	0,9	152	47	2	0,9	140
23	2	0,6	137	48	2	0,9	155
24	2	0,9	168	49	2	0,9	214
25	3	1,5	357	50	2	0,9	197



Şekil 4.19. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın kesit kalınlığı değerlerinin dağılımı (Ortalama Keslt Kalınlığı:2,240 mm).



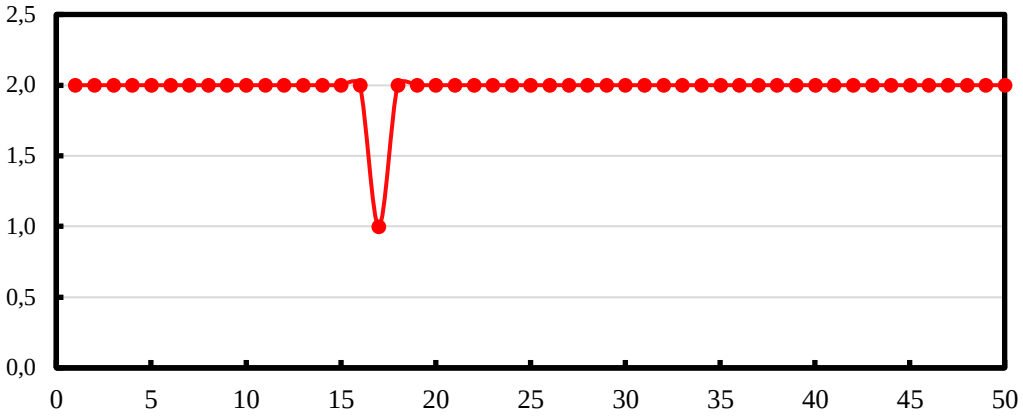
Şekil 4.20. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın pitch değerleri dağılımı (Ortalama Pitch: 0,903).



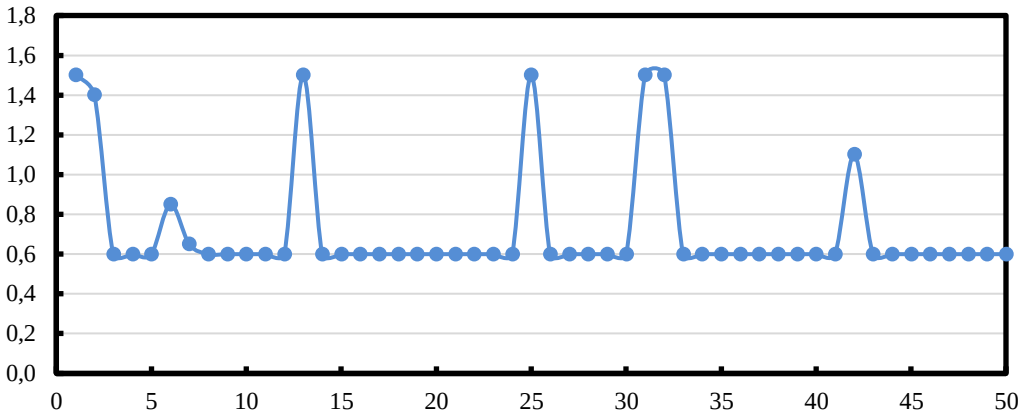
Şekil 4.21. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın kesit sayısı değerleri (Ortalama Kesit Sayısı: 217,540).

Tablo 4.12. 128-kesit BT cihazında 50 hastaya ait kesit kalınlığı, pitch ve kesit sayısı değerleri.

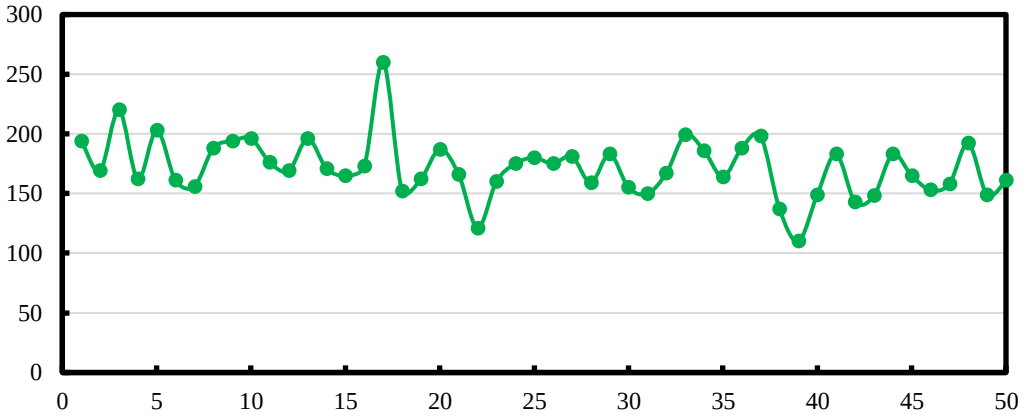
Hasta no	Kesit kalınlığı (mm)	Pitch	Kesit sayısı	Hasta no	Kesit kalınlığı (mm)	Pitch	Kesit sayısı
1	2	1,5	194	26	2	0,6	175
2	2	1,4	169	27	2	0,6	181
3	2	0,6	220	28	2	0,6	159
4	2	0,6	162	29	2	0,6	183
5	2	0,6	203	30	2	0,6	155
6	2	0,85	161	31	2	1,5	150
7	2	0,65	156	32	2	1,5	167
8	2	0,6	188	33	2	0,6	199
9	2	0,6	194	34	2	0,6	186
10	2	0,6	196	35	2	0,6	164
11	2	0,6	176	36	2	0,6	188
12	2	0,6	169	37	2	0,6	198
13	2	1,5	196	38	2	0,6	137
14	2	0,6	171	39	2	0,6	110
15	2	0,6	165	40	2	0,6	149
16	2	0,6	173	41	2	0,6	183
17	1	0,6	260	42	2	1,1	143
18	2	0,6	152	43	2	0,6	148
19	2	0,6	162	44	2	0,6	183
20	2	0,6	187	45	2	0,6	165
21	2	0,6	166	46	2	0,6	153
22	2	0,6	121	47	2	0,6	158
23	2	0,6	160	48	2	0,6	192
24	2	0,6	175	49	2	0,6	149
25	2	1,5	180	50	2	0,6	161



Şekil 4.22. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın kesit kalınlığı değerlerinin dağılımı (Ortalama Kesit Kalınlığı: 1,980).



Şekil 4.23. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın pitch değerleri dağılımı (Ortalama Pitch: 0.722).



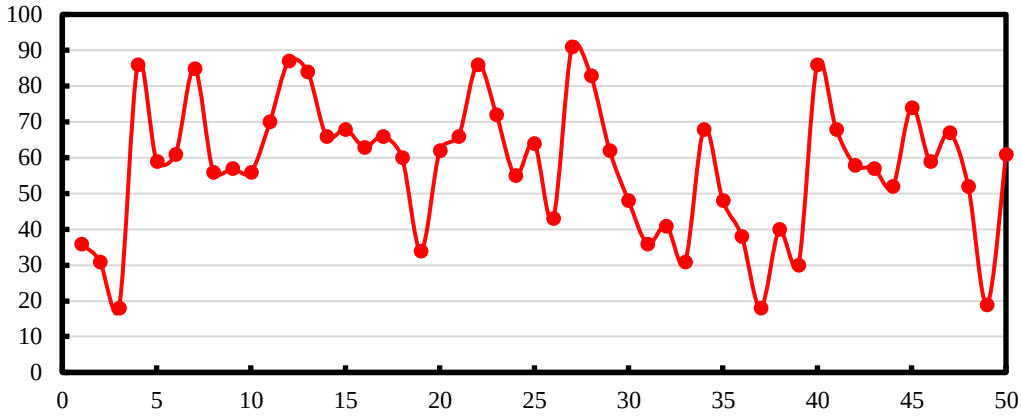
Şekil 4.24. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın kesit sayısı değerleri dağılımı (Ortalama Kesit Sayısı: 171,840).

Tablo 4.13. Kesit kalınlığı, pitch ve kesit sayısı değerlerinin gruplarda karşılaştırılması.

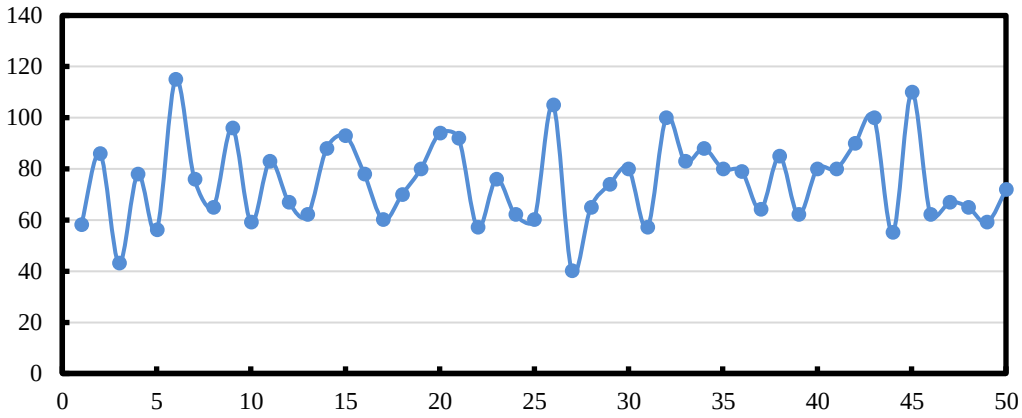
Değişkenler	Grup				Test İstatistiği	
	16-Kesit (n=50)		128-Kesit (n= 50)			
	Ortanca (min; maks)	Ort±SS	Ortanca (min; maks)	Ort±SS	Z	p
Kesit kalınlığı (mm)	2.00 (2.00; 3.00)	2.24±0.061	2.00 (1.00; 2.00)	1.98±0.020	-3.773	**<0.001**
Pitch	0.90 (0.40; 1.50)	0.90±0.043	0.60 (0.60; 2.00)	0.72±0.042	-4.072	**<0.001**
Kesit sayısı	168.50 (117.00; 465.00)	217.54±13.932	169.00 (110.00; 260.00)	171.84±3.472	-0.786	**0.432**

Tablo 4.14. 16-Kesit BT cihazında 50 hastaya ait yaş, kilo ve boy değerleri.

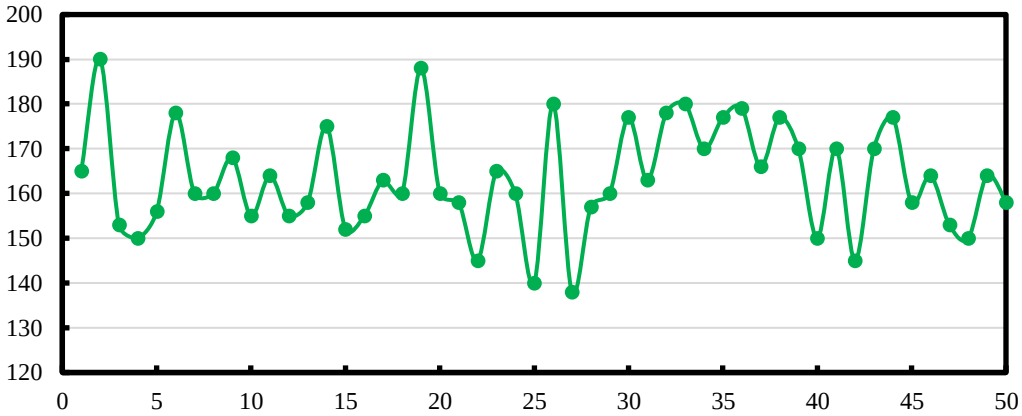
Hasta no	Yaş	Kilo (kg)	Boy (cm)	Hasta no	Yaş	Kilo (kg)	Boy (cm)
1	36	58	165	26	43	105	180
2	31	86	190	27	91	40	138
3	18	43	153	28	83	65	157
4	86	78	150	29	62	74	160
5	59	56	156	30	48	80	177
6	61	115	178	31	36	57	163
7	85	76	160	32	41	100	178
8	56	65	160	33	31	83	180
9	57	96	168	34	68	88	170
10	56	59	155	35	48	80	177
11	70	83	164	36	38	79	179
12	87	67	155	37	18	64	166
13	84	62	158	38	40	85	177
14	66	88	175	39	30	62	170
15	68	93	152	40	86	80	150
16	63	78	155	41	68	80	170
17	66	60	163	42	58	90	145
18	60	70	160	43	57	100	170
19	34	80	188	44	52	55	177
20	62	94	160	45	74	110	158
21	66	92	158	46	59	62	164
22	86	57	145	47	67	67	153
23	72	76	165	48	52	65	150
24	55	62	160	49	19	59	164
25	64	60	140	50	61	72	158



Şekil 4.25. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın yaş dağılımı (Ortalama Yaş: 57,56).



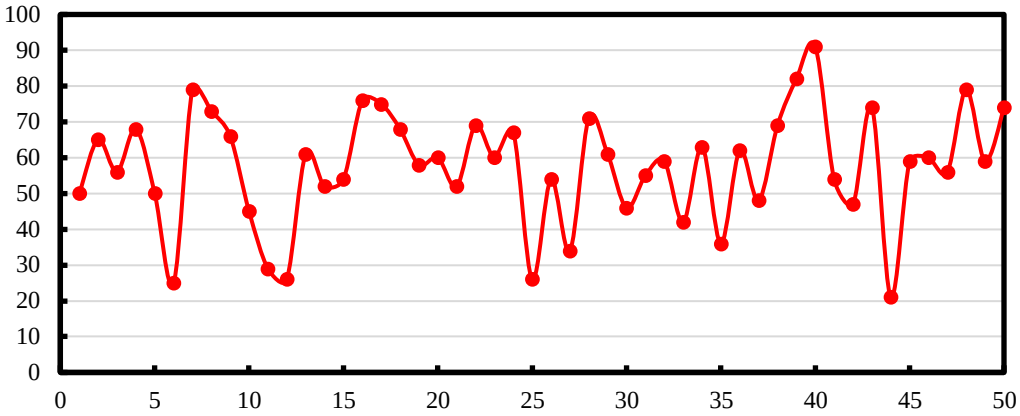
Şekil 4.26. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın kilo dağılımı (Ortalama Kilo:75,12 kg).



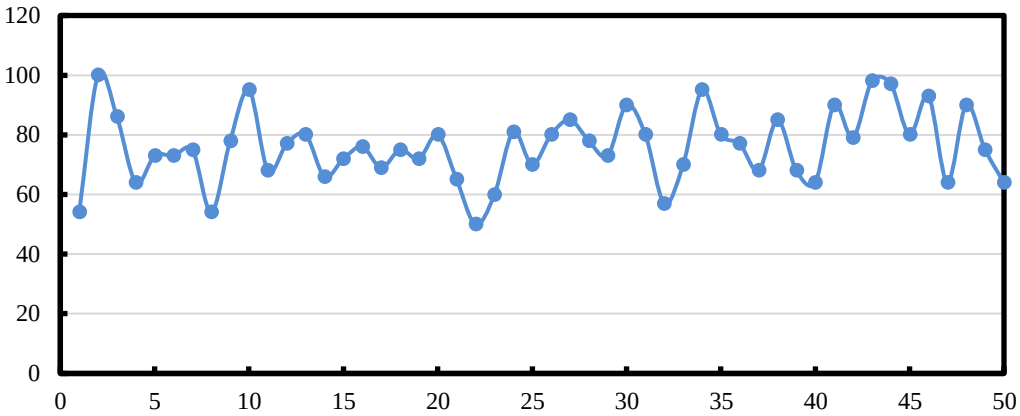
Şekil 4.27. 16-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın boy dağılımı (Ortalama Boy:163,28 cm).

Tablo 4.15. 128-kesit BT cihazında 50 hastaya ait yaş, kilo ve boy değerleri.

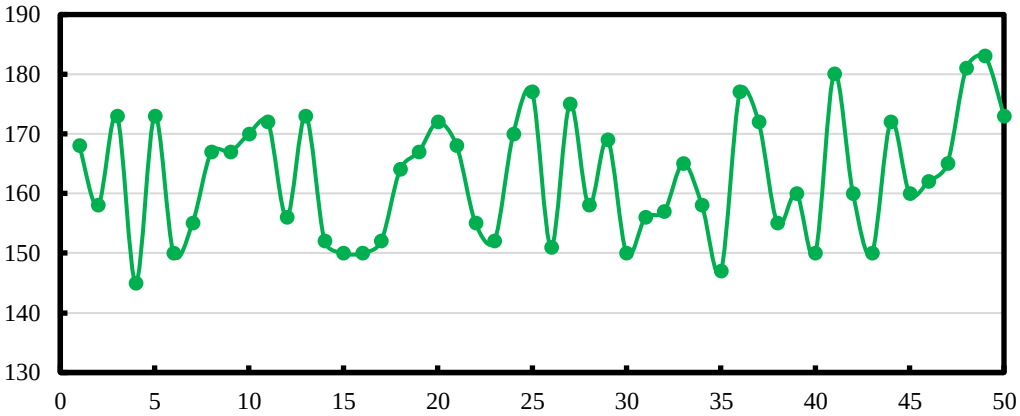
Hasta no	Yaş	Kilo	Boy	Hasta no	Yaş	Kilo	Boy
1	50	54	168	26	54	80	151
2	65	100	158	27	34	85	175
3	56	86	173	28	71	78	158
4	68	64	145	29	61	73	169
5	50	73	173	30	46	90	150
6	25	73	150	31	55	80	156
7	79	75	155	32	59	57	157
8	73	54	167	33	42	70	165
9	66	78	167	34	63	95	158
10	45	95	170	35	36	80	147
11	29	68	172	36	62	77	177
12	26	77	156	37	48	68	172
13	61	80	173	38	69	85	155
14	52	66	152	39	82	68	160
15	54	72	150	40	91	64	150
16	76	76	150	41	54	90	180
17	75	69	152	42	47	79	160
18	68	75	164	43	74	98	150
19	58	72	167	44	21	97	172
20	60	80	172	45	59	80	160
21	52	65	168	46	60	93	162
22	69	50	155	47	56	64	165
23	60	60	152	48	79	90	181
24	67	81	170	49	59	75	183
25	26	70	177	50	74	64	173



Şekil 4.28. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın yaş dağılımı (Ortalama Yaş: 57,32).



Şekil 4.29. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın kilo dağılımı (Ortalama Kilo: 75,86 kg).



Şekil 4.30. 128-kesit BT cihazında üç farklı yüzeyden doz ölçümü yapılan 50 hastanın boy dağılımı (Ortalama Boy: 162,84 m).

Tablo 4.16. Hastaların yaş, kilo ve boy değerlerinin gruplarda karşılaştırılması.

Değişkenler	Grup				Test İstatistiği	
	16-Kesit (n=50)		128-Kesit (n= 50)			
	Ortanca (min; maks)	Ort±SS	Ortanca (min; maks)	Ort±SS	t	p
Yaş	59.00 (18.00; 91.00)	57.56±2.682	59.00 (21.00; 91.00)	57.32±2.233	-0.069	**0.945**
Kilo (kg)	76.00 (40.00; 115.00)	75.12±2.359	75.50 (50.00; 100.00)	75.86±1.682	-0.255	**0.799**
Boy (cm)	161.00 (138.00; 190.00)	163.28±1.674	163.00 (145.00; 183.00)	162.84±1.435	-0.200	**0.842**

*Bağımsız iki örneklem t testi sonucudur.

Tablo 4.17. Gruplarda $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP değerleri ile tiroid gland, sağ göz ve sol göz doz değerleri arasındaki ilşki.

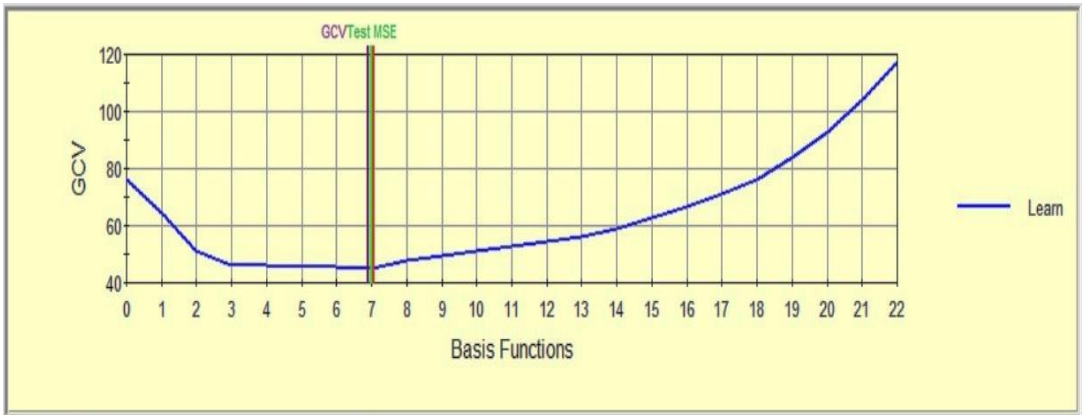
Grup	Değişkenler	Tiroid Gland		Sağ Göz		Sol Göz	
		rho	p	rho	p	rho	p
16-Kesit	**CTDIvol**	0,294	**0,038**	-0,049	0,734	0,237	0,098
	DLP	0,473	**<0.001**	-0,430	0,765	0,274	0,054
	Total DLP	0,471	**<0.001**	-0,042	0,774	0,276	0,052
128-Kesit	**CTDIvol**	0,531	**<0.001**	0,734	**<0.001**	0,738	**<0.001**
	DLP	0,576	**<0.001**	0,678	**<0.001**	0,706	**<0.001**
	Total DLP	0,576	**<0.001**	0,663	**<0.001**	0,692	**<0.001**

Tablo 4.18. Tiroid dozu için oluşturulan modellere ilişkin tanımlayıcı bilgiler.

	Üst doz
Bağımsız değişken sayısı	17
Anlamlı bağımsız değişken sayısı	6
Temel fonksiyon sayısı	
MSE ye göre	7
GCV'ye göre	7
Açıklayıcılık katsayısı	
R^2	0,611
Düzeltilmiş R^2	0,581
GCV R^2	0,412
Artıkların değerlendirilmesi	
MSE	29,092
GCV	44,843

*MSE: Hata kareler ortalaması

**GCV: Genelleştirilmiş çapraz geçerlilik



Şekil 4.31. Tiroid dozu için temel fonksiyon sayılarına göre model GCV değerleri.

Tablo 4.19. MARS modelinde yer alan temel fonksiyonlar.

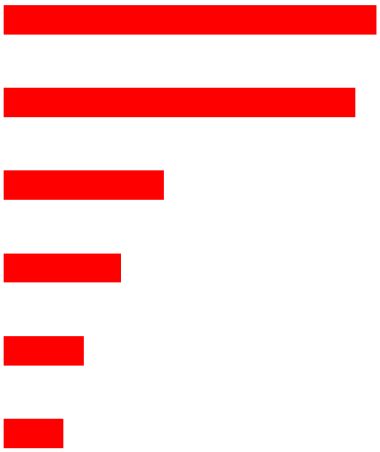
Temel fonksiyonlar
BF1 = max(0, TOTAL_DLP - 290);
BF3 = max(0, DLP - 273);
BF4 = max(0, 273 - DLP);
BF5 = max(0, KESIT_KALINLIGI - 1);
BF7 = max(0, SOL_GOZ – 1,905);
BF10 = max(0, 110 - KV);
BF25 = max(0, BOY - 152);

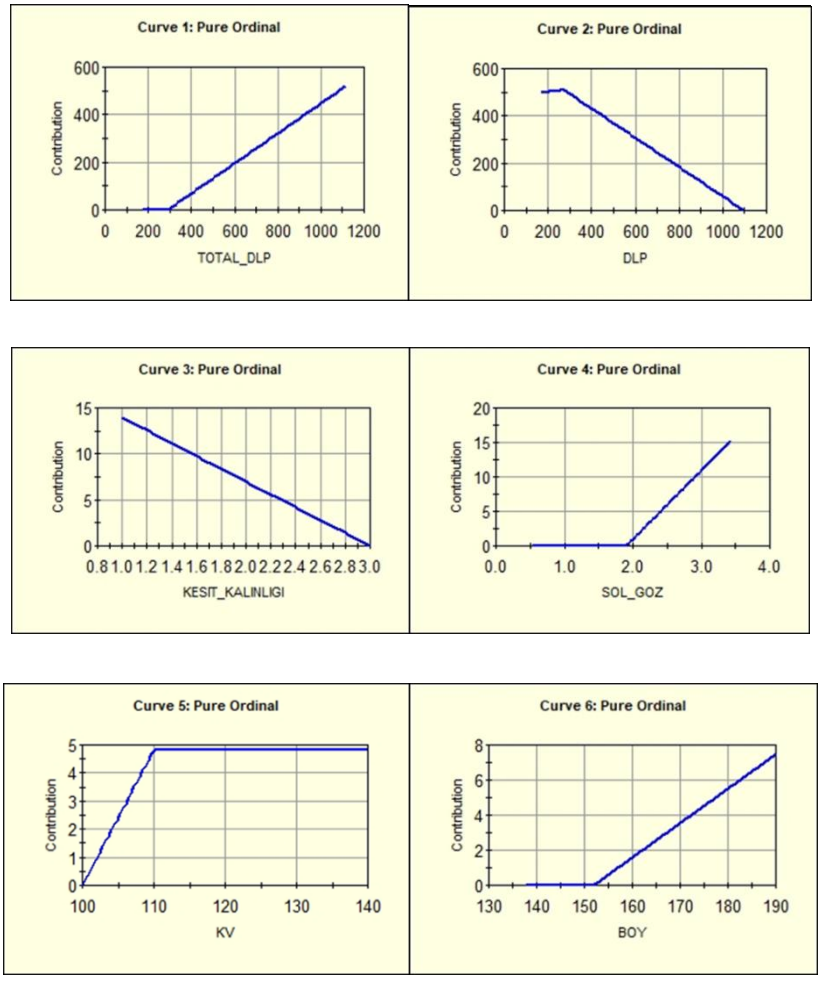
Tablo 4.20. Geriye doğru adımsal eleme yöntemi sonucunda elde edilen son modele ait bilgiler.

Bağımlı Değişken	**Temel fonksiyon**	**Katsayı**	**Değişken**	**İşaret**	**Düğüm**
Tiroid dozu	0	31,435			
	1	0,630	TOTAL_DLP	+	290,000
	3	-0,619	DLP	+	273,000
	4	-0,129	DLP	-	273,000
	5	-6,972	KESIT_KALINLIGI	+	1,000
	7	10,012	SOL_GOZ	+	1,905
	10	-0,482	KV	-	110,000
	25	0,196	BOY	+	152,000

Tablo 4.21. Modelde tiroid dozuna etki eden değişkenlerin önem düzeyleri.

Değişken	Önem düzeyi
DLP	100
TOTAL_DLP	94,37
KESIT_KALINLIGI	43,03
BOY	31,43
KV	21,59
SOL_GOZ	16,06





Şekil 4.32. Tiroid dozu üzerine etkisi olan değişkenlerin etki grafiği.

Bu çalışma 16-kesit ve 128-kesit BT cihazının her birinde 50'şer ölçüm alınarak gerçekleştirilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelenmiştir. Her iki gruba ait değişkenlerin tanımlayıcı istatistiklerinin ortanca (minimum; maksimum) ve ortalama±standart sapma değerleri tablolar halinde karşılaştırmalı olarak verilmiştir.

Mann Whitney U testi kullanılarak tiroid gland dozu, sağ ve sol orbita dozu, $CTDI_{vol}$, DLP, total DLP, kV, mAs, ışınlama süresi, kesit kalınlığı, pitch ve kesit sayısı değerlerinin gruplarda farklılık gösterip göstermediği incelenmiştir. Yaş, kilo ve boy değerlerinin gruplarda karşılaştırılmasında bağımsız iki örneklem t-testi kullanılmıştır.

Tiroid gland dozu, sağ ve sol göz yüzey dozu ile $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP arasındaki ilişkinin incelenmesinde Spearman Rho Korelasyon testi kullanılmıştır. Korelasyon katsayısı -1 ve +1 ($-1 \leq r \leq +1$) aralığında değişen değerler almaktadır. Anlamlı ilişkinin belirlenmesi durumunda, korelasyon katsayısı 0.00-0.25 arası değerde ise "çok zayıf", 0.26-0.49 arası değerde ise "zayıf", 0.50-0.69 arası değerde ise "orta", 0.70-0.89 arası değerde ise "yüksek", 0.90-1.00 arası değerde ise "çok yüksek" ilişki olduğunu gösterir.

Her iki cihazda alınan tiroid gland ve orbitaların dozlarına etki edeceği öngörülen değişkenlerin (DLP, total DLP, kesit kalınlığı, boy, kV ve sol göz) etkilerinin incelenmesinde aykırı değerlerden etkilenmeyen, doğrusal olmayan ilişkileri de gösteren parametrik olmayan regresyon yöntemi "multivariate adaptive regression splines (MARS)" kullanılmıştır.

Bağımsız değişkenlerle bağımlı değişkenler arasındaki bağıntıyı incelemek için regresyon yöntemleri kullanılır (78). Yani, bağımlı değişken üzerine bağımsız değişkenlerin ne ölçüde etki ettiğini araştırmaktadır.

MARS; regresyon yapısını, veri uzayını küçük küçük doğrusal regresyon denklemlerine (temel fonksiyonlara) bölerek oluşturmaktadır. Her bölme noktası veriye bağlı olarak bulunur. Mars algoritması, sonuç üzerinde ölçülebilir bir etki yapan temel fonksiyonları dikkate alır. Temel fonksiyonları her bir değişken ve olası düğüm için araştırarak tahmindeki hatayı azaltanları final modeline ekler (78).

Bağımlı ve bağımsız değişken arasındaki ilişkiler doğrusal, eğrisel ve kübik şeklinde olabilir. Aynı bağımsız değişken üzerinde ilişkinin şeklinin değiştiği bağımsız değişken değerine "düğüm değeri" denir. Kesitlerin altında yatan temel düşünce düğüm (knot)'dür. Verinin bir bölgesinin sonu ile diğerinin başlangıcını düğüm değeri belirler. Düğüm, fonksiyonun değiştiği yerdir ve bu değerde hata kareler toplamı en küçük değerini alır. Ardışık iki düğüm değerini birleştirerek çizilen doğrunun eğimi β değerini gösteren regresyon katsayısıdır.

Temel fonksiyonlar düğümlerin araştırılmasını genelleştirmek için kullanılan mekanizmalardır. Hedef değişkenle tahmin edici değişkenlerin ilişkisi temel fonksiyonda daha açıktır.

MARS'ta oluşturulan en karmaşık model budanarak (modelin karmaşıklığı azaltılarak) önemli bağımsız değişkenler ve bu değişkenlerin karşılıklı etkileşimleri belirlenerek hata kareler toplamı minimum olan en uygun model oluşturulur. Budama algoritması en yaygın olarak genelleştirilmiş çapraz geçerlilik (Generalized Cross Validation, GCV) tekniği ile yapılır. GCV hem hata terimini hem de model karmaşıklığını hesaba katar (78).

Çalışmada kaydedilen verilerin istatistiksel analizinde IBM SPSS Versiyon 21.0 (IBM Corp. Released 2012. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 21.0. Armonk, NY: IBM Corp.) istatistiksel paket programı ve MARS modeli analizi için Salford Predictive Modeler Builder v6.6 (Copyright, 1991-2015, Salford Systems, San Diego, California, USA (10 günlük deneme sürümü: 10.11.2018) programı kullanılmıştır.

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında elde edilen verilerle iki grup oluşturulmuştur. 16-kesit BT cihazı ile yapılan 50 toraks taramasında ölçülen dozlar 1. grubu, 128-kesit BT cihazı ile yapılan 50 taramada elde edilen dozlar ise 2. grubu oluşturmaktadır. Tez çalışmasının tamamı 18 yaş ve üzeri kadın ve erkek hastalarda gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi için $p<0.05$ sınır olarak kabul edilmiştir.

Gruplarda tiroid gland, sağ göz ve sol göz için elde edilen yüzey dozu verilerinde oldukça fazla sapmaların olduğu gözlenmiştir. Her iki grupta doz miktarlarının karşılaştırılması sonucunda, 128-kesit BT cihazı kullanılan grupta tiroid gland, sağ göz ve sol göz doz miktarlarının 16-kesit BT cihazı kullanılanlarda elde edilen değerlerden anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.4). 16-kesit BT cihazı kullanılanlarda tiroit doz miktarının ortanca değeri 19.73 (min=8.99; max=36.45) iken 128-kesit BT cihazı kullanılanlarda bu değer 26.30 (min=6.97; max=52.20) olarak bulunmuştur. 16-kesit BT cihazı kullanılanlarda sağ göz doz miktarının ortancası 1.22 (min=0.44; max=2.17), 128-kesit BT cihazında ise bu değer 1.56 (min=0.77; max=3.33) olarak gözlenmiştir. 16-kesit BT cihazında taraması yapılan hastalardan elde edilen sol göz doz değerlerinin ortancası 1.30 (min=0.54; max=2.00), 128-kesit BT cihazında ise 1.61 (min=0.83; max=3.43) olarak bulunmuştur (sırasıyla $Z=-4.012$, $Z=-4.440$, $Z=-3.499$; $p<0.001$, $p<0.001$, $p<0.001$).

16-kesit BT cihazı kullanılanlarda tiroit gland, sağ göz ve sol göz doz değeri ortalaması sırasıyla 19.90±0.838, 1.25±0.051 ve 1.25±0.042 iken 128-kesit BT cihazı kullanılanlarda bu değerlerin ortalaması sırasıyla 26.47±1.382, 1.64±0.066 ve 1.58±0.068'dir.

Tarama yapılan bireylerin cihaz verilerinden elde edilen $CTDI_{vol}$ ve DLP değerleri gruplarda farklılık göstermektedir. 16-kesit BT cihazında yapılan taramalarda bu değerlerin daha yüksek olduğu gözlenmiştir. 16-kesit BT cihazı grubunda $CTDI_{vol}$ değerlerinin ortancası 12.46 (min=1.92; max=27.63) iken, 128-kesit BT cihazında 10.29 (min=4.09; max=32.79). DLP değerlerinin 16-kesit BT cihazında ortanca değeri 438.03 (min=172.25; max=912.17), 128-kesit BT cihazında 381.00 (min=170; max=1096) (sırasıyla $Z=-2.623$, $Z=-1.965$; $p<0.009$, $p<0.049$). Gruplarda

total DLP değerleri benzerdir. 16-kesit BT cihazında total DLP değerlerinin ortalaması 479.36±26.333, 128-kesit BT cihazında ise 424.72±23.138 olarak elde edilmiştir.

kV ve ışınlama süresi değerlerinin 16-kesit BT cihazı grubunda daha yüksek olduğu belirlenmiştir ($p<0.001$) (Tablo 4.10). 16-kesit BT cihazının kullanıldığı hasta grubunda kV değerinin ortancası 130.00 (min=110.00; max=130.00), 128-kesit BT cihazında ise 100.00 (min=100.00; max=140.00) olarak bulunmuştur. Işınlama süresinin ortancası 16-kesit BT'de 12.94 (min=9.16; max=29.51), 128-kesit BT cihazında ise 7.97 (min=3.18; max=12.89) (sırasıyla Z=-6.671, Z=-8.397; $p<0.001$, $p<0.001$). 16-kesit BT cihazı kullanılan grupta ortalama kV ve ışınlama süresi değerleri sırasıyla 124,80±1.220, 15.13±0.699 iken 128-kesit BT cihazında 109.20±1.534, 7.62±0.276 olarak hesaplanmıştır.

mAs değerinin ortancası 16-kesit BT için 125.00 (min=51.00; max=247.00), 128-kesit BT cihazında ise 209.00 (min=60.00; max=438.00) (sırasıyla Z=-6.067; $p<0.001$). 16-kesit ve 128-kesit BT cihazında elde edilen ortalama mAs değerleri sırasıyla 132.90±6.158 ve 213.96±9.977'dir ($p<0.001$).

Çalışmaya katılan bireylerden elde edilen kesit kalınlığı, pitch ve kesit sayısı değerlerinin gruplarda karşılaştırılması ilişkin veriler Tablo 4.13'de verilmiştir. Kesit kalınlığı ve pitch değerleri gruplarda anlamlı derecede faklılık göstermektedir ($p<0.001$). 16-kesit BT cihazında kesit kalınlığı ortancası 2.00 (min=2.00; max=3.00), 128-kesit BT cihazında 2.00 (min=1.00; max=2.00) olarak bulunmuştur. 16-kesit BT cihazı kullanılanlarda pitch değerinin ortancası 0.90 (min=0.40; max=1.50) iken, 128-kesit BT cihazında 0.60 (min=0.60; max=2.00) olarak gözlenmiştir (sırasıyla Z=-3.773, Z=-4.072; $p<0.001$, $p<0.001$).

16-kesit ve 128-kesit BT cihazlarında elde edilen ortalama kesit kalınlığı değerleri sırasıyla 2.24±0.061 ve 1.98±0.020'dir. 16-kesit ve 128-kesit BT cihazında elde edilen ortalama pitch değerleri sırasıyla 0.90±0.043 ve 0.72±0.042'dir.

Kesit sayısının ortalama değeri 16-kesit BT cihazı kullanılanlarda 217.54±13.932, 128-kesit BT cihazında ise bu değer 171.84±3.472 olarak bulunmuştur (z=-0.786; p=0.432).

Yaş, kilo, boy değerlerinin gruplardaki dağılımı bağımsız iki örneklem t testi ile incelenmiş ve dağılımların benzer olduğu gözlemlenmiştir ($p>0.05$). 16-kesit BT cihazında alınan hastaların yaş ortalaması 57.56±2.682, 128-kesit BT cihazında çekimi yapılan hastaların ise 57.32±2.233 yıl'dır ($t=-0.069$; $p=0.945$). 16-kesit ve 128-kesit BT cihazında alınan hastaların kilo ortalaması sırasıyla 75.12±2.359 ve 75.86±1.682 kg'dir ($t=-0.255$; $p=0.799$). 16-kesit BT cihazı kullanılan hastalarda boy ortalaması 163.28±1.674 cm, 128-kesit BT cihazı kullanılan hastalarda ise 162.84±1.435 cm'dir ($t=-0.200$; $p=0.842$) (Tablo 4.16).

16-kesit BT grubunda $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP ile tiroid dozu arasında pozitif yönde zayıf bir ilişki olduğu gözlemlenmiştir (sırasıyla rho=0.294, rho=0.473, rho=0.471; $p=0.038$, $p<0.001$, $p<0.001$). $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP ile sağ göz dozu arasında negatif yönde (sırasıyla rho=-0.049, rho=-0.430, rho=-0.042; $p=0.734$, $p=0.765$, $p=0.774$), sol göz dozu ile pozitif yönde zayıf bir ilişki vardır (sırasıyla rho=0.237, rho=0.274, rho=0.276; $p=0.098$, $p=0.054$, $p=0.052$).

128-kesit BT grubunda $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP ile tiroid dozu arasında pozitif yönde orta derecede bir ilişki olduğu gözlemlenmiştir (sırasıyla rho=0.531, rho=0.576, rho=0.576; $p<0.001$, $p<0.001$, $p<0.001$). $CTDI_{vol}$ ile sağ göz dozu arasında pozitif yönde yüksek (sırasıyla rho=0.734; $p<0.001$), DLP ve total DLP ile pozitif yönde orta seviyede bir ilişki (sırasıyla rho=0.678, rho=0.663; $p<0.001$, $p<0.001$) olsuğu tespit edilmiştir. $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP ile sol göz dozu arasında pozitif yönde güçlü (sırasıyla rho=0.738, rho=0.706; $p<0.001$, $p<0.001$), total DLP ile pozitif yönde orta dereceli bir ilişki (sırasıyla rho=0.692; $p<0.001$) vardır.

Tiroid gland dozunun bağımlı değişken olduğu MARS modelinde analiz sonuçlarına ait tanımlayıcılar Tablo 4.18'de verilmiştir. Modelde toplam 17 bağımsız değişken bulunmaktadır. Tiroid yüzey dozuna etkisi olan 6 bağımsız değişken modeli oluşturan temel fonksiyonlarda yer almaktadır. MARS modeli MSE ve GCV'ye göre 7 temel fonksiyondan oluşmaktadır. Modelin açıklayıcılık katsayısı (R^2) 0,611 ve düzeltilmiş açıklayıcılık katsayısı ($adjR^2$) 0,581 olarak belirlenmiştir.

En uygun model GCV değeri en düşük olan modeldir. Yapılan MARS modelleri arasında GCV değeri en düşük olan 7. modeldir (Şekil 4.31).

Model sonucu oluşan tiroid dozunu etkileyen değişkenleri gösteren model çıktısı Tablo 4.19'da gösterilmektedir. Anlamlı değişkenler olduğu ve 1'er düğüm noktasına sahip olduğu belirlenen total DLP, kesit kalınlığı, sol göz, kV ve boy değişkenleri sırasıyla; 290, 1, 1.905, 110 ve 152 iken, 2 düğüm noktasına sahip olan DLP değişkeni 273'tür.

Modelin geriye doğru adımsal eleme yöntemiyle anlamlı olduğu belirlenen temel fonksiyonlar, katsayıları ve düğüm değerleri Tablo 4.20'de verilmiştir. Eşik değerler dikkate alındığında; DLP ve kesit kalınlığı eşik değeri aştığında, kV eşik değerin altına indiğinde tiroid gland dozunu negatif yönde etkilemekte olduğu gözlenmektedir.

Modelde yer alan değişkenlerin önemlilik düzeyleri Tablo 4.21'de en yüksekten en düşüğe doğru sıralanmıştır. Bağımsız değişkenlerden en fazla öneme sahip olan DLP (%100) ve total DLP'nin (%94,37) olduğu gözlenmektedir. Bunların dışında kesit kalınlığıda (%43,03) orta derecede bir önemlilik düzeyine sahiptir.

Modelde anlamlı değişkenlerin düğüm noktalarını gösteren etki grafiği Şekil 4.32'de gösterilmektedir. Şekilde gözlemlenen kırılmalar o değişkenin tiroid dozu üzerine etkisinin değişime uğradığı noktaları göstermektedir.

Temel fonksiyonlar kullanılarak oluşturulan model denklemi aşağıda gösterilmektedir.

Y=31.4355 + 0.630219 * BF1 - 0.619137 * BF3 - 0.128928 * BF4 - 6.97196 * BF5 + 10.0121 * BF7 - 0.482173 * BF10 + 0.196456 * BF25

Yapılan analizlerde sağ göz ve sol göz dozunun açıklamasına yönelik anlamlı Mars modeli oluşturulamamıştır. Sağ göz ve sol göz dozunun açıklanmasında örneklemdeki değişkenler yeterli değildir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada toraks BT taraması yapılan hastaların vücut yüzeyine TLD dozimetreler yapıştırılarak yüzey dozu tespiti yapılmıştır. Toraks taraması sırasında çekim yapılan alan içinde bulunan ve direkt radyasyon dozuna maruz kalan tiroid gland, yüzeye yakın bir organ olduğundan TLD ile cilt doz ölçümü tiroidin aldığı doz tahmininde etkili bir yöntemdir. Ayrıca tarama alanı dışında kalan ve saçılan radyasyona (indirekt) maruz kalan gözlerin aldığı doz miktarının TLD ile ölçülmeside dozun tanımlanmasında güvenilir bir yöntemdir.

Yüzey dozu ölçümleri hem 16-kesit BT cihazında hem de 128-kesit BT cihazında gerçekleştirilmiştir. Ayrıca yüzey dozuna etki etmesi öngörülen $CTDI_{vol}$, DLP, total DLP, kVp, mAs, ışınlama süresi, kesit kalınlığı, pitch, kesit sayısı, yaş, kilo ve boy değerlerinin yüzey dozuna olan etkisi araştırılmıştır.

Gruplarda total DLP, kesit sayısı, yaş, kilo ve boy değişkenlerinin dağılımı benzerdir. $CTDI_{vol}$, DLP, kV, mAs, ışınlama süresi, kesit kalınlığı ve pitch değerleri gruplarda farklılık göstermektedir.

$CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP değerleri 16-kesit BT cihazında daha yüksektir fakat ölçülen yüzey dozlarının 128-kesit BT cihazında daha yüksek olduğu gözlenmiştir.

Hastaların BT çekimi sırasında kullanılan kV, ışınlama süresi, kesit kalınlığı ve pitch değerleri 128-kesit BT cihazına göre 16-kesit BT cihazında anlamlı derecede yüksektir. mAs değerleri ise 128-kesit BT cihazında anlamlı derecede yüksek olduğu gözlenmiştir.

Tiroid gland, sağ göz ve sol gözün maruz kaldığı doz miktarları için elde edilen değerlerde oldukça fazla sapmalar olduğu belirlenmiştir. Gruplarda doz miktarlarının karşılaştırılması sonucunda 128-kesit BT cihazı kullanılanlarda tiroid, sağ göz ve sol göz doz miktarlarının 16-kesit BT cihaz grubundan elde edilen değerlerden anlamlı düzeyde yüksek olduğu tespit edilmiştir.

$CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP ile tiroid yüzey dozu arasında 16-kesit BT cihazı grubunda pozif yönde zayıf bir ilişki, 128-kesit BT cihazı grubunda ise pozitif yönde orta derecede bir ilişki vardır.

$CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP ile sağ göz dozu arasında 16-kesit BT cihazı grubunda negatif yönde bir ilişki, sol göz dozu ile pozitif yönde önemsenmeyecek düzeyde bir ilişki vardır.

128-kesit BT cihazında $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP ile sağ ve sol göz dozu arasında pozitif yönde güçlü bir ilişki vardır.

Gruplarda belirlenen tiroid, sağ göz ve sol göz doz değerlerine $CTDI_{vol}$, DLP, total DLP, kVp, mAs, ışınlama süresi, kesit kalınlığı, pitch ve kesit sayısı değişkenlerinin etkilerinin incelenmesi amacıyla MARS modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan model sağ ve sol göz doz değerlerini açıklamakta yetersiz kalmıştır. Tiroid dozu üzerine etkisi olan 17 bağımsız değişkenden 6'sı modeli oluşturan temel fonksiyonlarda yer almaktadır. Modelin düzeltilmiş açıklayıcılık katsayısı $adjR^2$= 0.581'dir. Model, tiroid dozu değerinin % 58.1'lik kısmını anlamlı olarak açıklayabilmektedir.

Model oluşturulurken anlamlı olarak tespit edilen 6 bağımsız değişken; total DLP, DLP, kesit kalınlığı, sol göz, kV ve boy'dur. Modelde sol göz anlamlı değişkenlerden biri olarak belirlenmiştir fakat aynı etkiye sahip olması beklenen sağ göz bu değişkenler arasında yer almamıştır. İki göz arasındaki farklılığın nedeninin çekim sırasında hastanın pozisyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir. Temel fonksiyonlardan da anlaşılacağı gibi DLP değişkeni için 2, total DLP, kesit kalınlığı, sol göz, kV ve boy için ise 1 düğüm noktası tespit edilmiştir.

Düğüm noktası oluşturulan modelde doz değerine etki eden ve fonksiyon grafiğinde kırılmaların olduğu değerlerdir.

Geriye doğru adımsal eleme yöntemi ile elde edilen son modelde anlamlı olduğu belirlenen temel fonksiyonlar total DLP, DLP, kesit kalınlığı, sol göz, kV ve boy'dur. Oluşturulan modellemede en önemli değişken DLP'dir.

Tiroid gland için temel fonksiyonlarda yer alan değişkenlerin düğüm noktalarını gösteren etki grafiklerinde görüldüğü gibi doğru üzerindeki kırılmalar o değişkenin etki yönünün değişime uğradığı noktaları göstermektedir.

BT cihazına bağlı olan bilgisayarın monitöründen gözlemlenen ve her iki cihaz için kaydedilen çekim parametrelerinden $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP değerleri arasında farklılık olup olmadığını incelemek amacıyla istatistiksel analiz yapılmıştır. $CTDI_{vol}$ ve DLP değerlerinde anlamlı bir farklılık görülmüştür.16-kesit BT cihazı bilgisayarından alınan $CTDI_{vol}$, DLP ve total DLP verileri, diğer cihaza göre daha yüksektir ancak dozimetrik ölçümler, elde edilen yüzey dozlarının 128-kesit BT cihazında daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur.

7. KAYNAKLAR

1. T.C. Milli Eğitim Bakanlığı. Radyoloji, Bilgisayarlı Tomografi cihazları 725TTT082. http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Bilgisayarl%C4%B1%20Tomografi%20Cihazlar%C4%B1.pdf. 5 Eylül 2018.

2. Ghom AG. *Textbook of Oral Radiology*. 2nd ed. India, Elsevier Health Sciences, 2017: 12.

3. Cormack AM. Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications, *J. Applied Phys.*, 1963, 34(9): 2722–2727.

4. Cormack AM. Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications II, *J. Applied Phys.*, 1964, 35(10): 2908–2913.

5. Richmond C. Obituary-Sir godfrey hounsfield, *BMJ Group*, 2004, doi:10.1136/bmj.329.7467.687.

6. The Nobel Prize, Godfrey N. Hounsfield Biographical. https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/1979/hounsfield/autobiography/. 11 Eylül 2018.

7. Türk Radyoloji Derneği. Çocuklarda Bilgisayarlı Tomografi ve Radyasyon Güvenliği, Radyolog Bilgilendirme Platformu. https://www.turkrad.org.tr/assets/bilimsel-calisma/Doz-Brosur-MART-radyologlar.pdf. 30 Ağustos 2018.

8. Shah DJ, Sachs RK, Wilson DJ. Radiation-induced cancer: a modern view, *Br. J. Radiol.*, 2012, 85 (1020): 1166-1173.

9. Mafalanka F, Etard C, Rehel JL, et al. Establishment of diagnostic reference levels in cardiac CT in France: a need for patient dose optimization, *Radiat. Prot. Dosim.*, 2015, 164(1–2): 116-119.

10. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography:an increasing source of radiation exposure, *N. Engl. J. Med.*, 2007, 357(22): 2277-2284.

11. Berrington de Gonzalez A, Mahesh M, Kim KP, et al. Projected cancer risks from computed tomography scans performed in the United States in 2007, *Arch. Intern. Med.*, 2009, 169(22): 2071-2077.

12. Oca Pernas R, Delgado Sánchez-Gracián C, Tardáguila de la Fuente G, et al. Comparison of image quality and radiation dose in computed tomography angiography of the peripheral arteries using tube voltage of 80kV versus100 kV, *Radiologia*, 2014, 56(6): 541-547.

13. Sabarudin A, Sun Z. Radiation dose measurements in coronary CT angiography, *World. J. Cardiol.*, 2013, 5(12): 459-464.

14. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection, *ICRP Publication 103*, Ann. ICRP, 2007, 37(2-4).

15. Nelson TR. Practical Strategies to Reduce Pediatric CT Radiation Dose, *J. Am. Coll. Radiol.*, 2014, 11(3): 292-299.

16. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT), *ICRP Publication 102*. Ann. ICRP, 2007, 37 (1).

17. Raman SP, Johnson PT, Deshmukh S, et al. CT dose reduction applications: available tools on the latest generation of CT scanners, *J. Am. Coll. Radiol.*, 2013, 10(1): 37-41.

18. McCollough CH, Primak AN, et al. Strategies for reducing radiation dose in CT, *Radiol. Clin. North Am.*, 2009, 47(1): 27-40.

19. Alkhorayef M, Babikir E, Alrushoud A, Al-Mohammed H, Sulieman A. Patient radiation biological risk in computed tomography angiography procedure, *Saudi J. Biol. Sci.*, 2017, 24(2): 235-240.

20. Çelik M. 256-Kesitli Çift Tüplü Bt Cihazı ile Yapılan Koroner Anjiyografinin Konvansiyonel Koroner Anjiyografi ile Karşılaştırılması, Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Uzmanlık tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi, 2013.

21. Kalender WA. X-ray computed tomography, *Physics in medicine and biology*, 2006, 51(13): 29–43.

22. Tekin İ, Bolat H, Çullu M, Subaşı S. Çimentolu sistemlerde porozite analizi, *Yapı Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 2011, 7(2): 31-39.

23. Siemens Healthineers. Somatom Definition Flash. https://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-definition-flash. 25 Eylül 2018.

24. Medikal Fizik, Bilgisayarlı Tomografi (BT), http://www.medikalfizik.net/tag/bilgisayarli-tomografi-nedir/. 16 Ekim 2018.

25. Riesz PB. The life of wilhelm conrad roentgen, *AJR*, 1995, 165(6): 1533-1537.

26. The Nobel Prize. Wilhelm Conrad Röntgen Biographical. https://www.nobelprize.org/prizes/physics/1901/rontgen/biographical/. 10 Eylül 2018.

27. Seliger HH. Wilhelm Conrad Röntgen and the Glimmer of Light, *Phys.Today*, 1995, 48(11): 25-31.

28. Röntgen W. Sitzungsberichte der Würzburger Physik-medic, 1895, 137: 132-141; translation by Arthur Stanton as On a new kind of rays, *Nature*, 1986, 53: 274-276.

29. X-ışınları ve kullanım alanları. https://neu.edu.tr/wp-content/uploads/2015/11/BMT-211-ders-notu-X-Isinlari.pdf. 25 Ağustos 2018.

30. X-Işınları ve Radyasyondan Korunma. X-ışınları oluşumu. http://fizikozetx.blogspot.com/2016/04/x-isinlari-olusumu-bu-sn-x-sn-tupu-ad_13.html. 18 Eylül 2018.

31. Siemens. STRATON X-ray Tube. https://health.siemens.com/ct_applications/somatomsessions/index.php/straton-x-ray-tube/. 10 Eylül 2018.

32. Kandemir R. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi Dozimetrik Ölçümlerin Montr Carlo Simülasyonu ile Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans tezi, İzmir: Dokuz Eylül Üniversitesi, 2015.

33. Lenz E, Schardt P, Rother P. Siemens AG, US Patent 7,103,146, 2006.

34. Hell E, Mattern D, Schardt P. Siemens AG. US Patent 6,115,453, 2000.

35. Schardt P, Deuringer J, Freudenberger J, Hell E, Knüpfer W, Mattern D, Schild M. New x-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology, *Med. Phys.,* 2004, 31(9): 2699-2706.

36. Aksu YL. Diagnostik X-Işını Sistemlerinin Kalite Kontrolü ile Organ Dozlarının Azaltılması ve Görüntü Kalitesinin Arttırılması. Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 1990.

37. Gürlek AK. LiF:Mg,Ti(TLD-100) Termolüminesans Dozimetresinin ve XR-QA2 radyokromik Film Dozimetresinin Dozimetrik Özellikleri. Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı. Yüksek Lisan Tezi, Adana: Çukurova Üniverisitesi, 2012.

38. Kavas Y. Mamografi Çekimi Yapılan Hastalarda Cranio Caudal Çekim Protokolüne Göre Konvansiyonel ve Dijital Mamografide Yüzey Dozunun Karşılaştırılması, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoloji Anabilim Dalı, Sağlık Fiziği Programı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, 2016.

39. Şahin L. Parçacıklar ve Radyasyonun Madde ile Etkileşmesi. http://aves.istanbul.edu.tr/ImageOfByte.aspx?Resim=8&SSNO=1&USER=40350. 10 Ekim 2018.

40. Ulu MO. Parçacık Detektörlerinin Tıpta Kullanımı. Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Adana: Çukurova Üniversitesi, 2008.

41. Tüysüz MZ. Co-60 Teleterapi Kaynağı için Monte Carlo Yöntemiyle Uygun Zırh Tasarımı. Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü. Bitirme Ödevi, Şanlıurfa: Harran Üniversitesi, 2004.

42. John BH, Leslie JS. Thyroid. In: Townsend CM (eds). Sabiston Text-Book of Surgery, 18th ed. Philadelphia, Elsevier Saunders, 2008: 917-955.

43. Akçakaya A, Koç B, Ferhatoğlu F. Tiroid Anatomisi ve Cerrahi Yaklaşım, *Okmeydanı Tıp Dergisi*, 2012, doi:10.5222/otd.supp1.2012.001.

44. Brunicardi FC, Andersen DK, Billiar TR, Dunn DL, Hunter JG, Matthews JB, Pollock RE. *Schwartz's Principles of Surgery*. Çeviri: Özmen MM. *Schwartz Cerrahinin İlkeleri*, 10. Baskı. Ankara, Güneş Tıp Kitabevleri, 2016: 1523-1525.

45. Başmak H. Gözün Anatomisi Ve Fizyolojisi. https://isikoptik12.files. wordpress.com/2014/11/gc3b6z-anatomisi.pdf. 19 Ekim 2018.

46. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography, *Med. Phys.*, 1981, 8(4): 488-495.

47. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report #31. Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-ray Exposures, *Am. Inst. Phys.*, New York, 1990.

48. Nagel HD. *Radiation Exposure in Computed Tomography*. The European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Healthcare IT Industry (COCIR), 2nd ed. Frankfurt, 2000.

49. Jessen K, Panzer W, Shrimpton P. *EUR 16262: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. Paper presented at: Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 2000.

50. McCrohan JL, Patterson JF, Gagne RM, Goldstein HA. Average radiation doses in a standard head examination for 250 CT systems, *Radiology*, 1987, 163(1): 263-268.

51. U.S. Food and Drug Administration (FDA). *Diagnostic X-Ray Systems and Their Major Componenents*. Code of Federal Regulations (21CFR 1020.33), 1984.

52. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT, Radiation dose in CT, *Radiographics*. 2002, 22(6): 1541-1553.

53. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report #39 Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners, *Am. Inst. Phys.*, New York, 1993.

54. Jucius RA, Kambic GX. Measurements of computed tomography x-ray fields utilizing the partial volume effect, *Med. Phys.*, 1980, 7(4): 379-382.

55. (IEC). IEC. Medical Electrical Equipment-Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. *IEC publication* No. 60601-2-44.

56. Leitz W, Axelson B, Szendro G. Computed Tomography Dose Assessment: A practical approach, *Radiat. Prot. Dosim.*, 1995, 57: 377-380.

57. Boone JM. The trouble with CTD100, *Med. Phys.*, 2007, 34(4): 1364-1371.

58. American Association of Physicists in Medicine, Size Specific Dose Estimates(SSDE) in Pediatrics and Adult Body CT Examinations:report of AAPM Task Group 204.College Park, *Md: American Association of Physicists in Medicine*, 2011.

59. Fındıklı İ. Bilgisayarlı Tomografide Yetişkin ve Çocuk Hastalar İçin Farklı Sistemlerde Uygun Klinik Protokollerin Saptanması, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Sağlık Fiziği Anabilim Dalı, Yüksek Lisans tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2012.

60. Bor D, Buyan G, Meriç N. *Tanısal Radyolojide Radyasyondan Korunmada Yeni Kavramlar (2.Bölüm)*, Tanısal ve Girişimsel Radyoloji, 2;2:A10-A13.

61. Baert AL, Knauth M, Sartor K. *Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography*. Berlin, Heidelberg, Springer Press, 2007.

62. Daniels F, Boyd CA, Saunders DF. Thermoluminescence as a research tool, *Science*. 1953, 117(3040): 343-349.

63. Bos AJJ. High sensivity thermolüminescent dosimetry, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B.*, 2001, 184: 3-28.

64. Nur N. Ametistlerin Termolüminesans Yöntemiyle Dozimetrik Karakteristiğinin Analiz Edilmesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı, Doktora tezi, Adana: Çukurova Üniversitesi, 2010.

65. Mckeever SWS, Moscovitch M. Townsend PD. Dosimetry Materials: Properties and Uses, Ashford, *Nuclear Technology Pub.*, 1995.

66. Chen R, Mckeever SWS. Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena, *World Sci. Pub.*, Singapore, 1997.

67. Yıldız D. Precise Tedavi Planlama Sisteminin 6 MV ve 18 MV Foton Enerjilerinde Toraks Tümörleri Tedavisindeki Doz Dağılımının Film Dozimetri, Elektronik Portal Görüntüleme ve In-vivo Dozimetrik Sistemleriyle Kalite Kontrolü, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Fiziği Programı, Yüksek Lisans tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2008.

68. Yüksel M. Doğal ve Katkılanmış Bor Minerallerinin Dozimetre Geliştirmek Amacıyla Termolüminesans (TL) Yöntemi Kullanılarak Çalışılması, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Adana: Çukurova Üniversitesi, 2013.

69. Krane KS. *Nükleer Fizik 1*, Şarer B, (Çeviri editörü). Palme Yayıncılık, Ankara, 2001.

70. International Atomic Energy Agency(IAEA), *Radiation People and the Environment (IEAE)*, IAEA/PI/A.75/04-00391, Handbook, 2004.

71. Demir M, *Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları*, Ankara, Bayrak Matbaası, 2008.

72. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK). Radyasyon İnsan ve Çevre. http://kurumsalarsiv.taek.gov.tr/bitstream/1/22/4/9290.pdf. 16 Ekim 2018.

73. Holmes-Siedle A, Adams L. *Handbook of Radiation Effects*, 2nd Edition, Oxford University Press, 2000.

74. Gökharman FD, Aydın S, Koş PN. Radyasyon Güvenliğinde Mesleki Olarak Bilmemiz Gerekenler, *SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*. 2016, 7(2): 35-40.

75. Ambarcıoğlu KP. Radyasyona Maruz Kalan Erkek Sağlık Personelinin Çocuklarının Cinsiyet Oranı Dağılımı, Sağlık Bilimleri Enstitüsü,

Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2014.

76. Baş Mor H. Mayıs 2014. X-Işını Sistemleri ile Akciğer Çekimlerinde Farklı Yöntemlerle Doz Tayini. Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi, 2014.

77. Karcaaltıncaba M, Aktaş A. Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications, *Diagn. Interv. Radiol.* 2011;17: 181-194.

78. Akyol M. Yaşam Çözümlemesine Yeni Bir Yaklaşım: MARS. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Biyoistatistik Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2011.

8. EKLER

EK-1. Etik Kurul Raporu

ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ (AYBÜ)
ETİK KURULU
PROJE ONAY BELGESİ

Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Enstitüsü Sağlık Fiziği bölümü öğrencilerinden Semra ARSLAN 'nın, "Toraks Bilgisayarlı Tomografi (BT) incelemesi yapılan hastalarda radyasyona maruz kalan tiroid gland ve orbitaların aldığı yüzey dozunun dozimetrik yöntemlerle belirlenmesi ve iki farklı tomografi cihazında aynı ölçümler alınarak yüzey dozlarının karşılaştırılması." adlı araştırması değerlendirilmiştir.

Proje etik açısından uygun bulunmuştur. ☒
Proje etik açısından geliştirilmesi gerekmektedir. ☐
Proje etik açısından uygun bulunmamıştır. ☐

AYBÜ ETİK KURULU KARARI (Etik Kurul tarafından doldurulacaktır)	
Araştırma kodu (Yıl – Araştırma sıra no)	2018 – 307
Başvuru formunun Etik Kurula ulaştığı tarih	20.09.2018
Etik Kurul Karar toplantı tarihi ve karar no	10.10.2018 – 11
Yer	Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Esenboğa Külliyesi
Katılımcılar	Formda imzası bulunan üyelerimiz toplantıya katılmıştır.

KURUL BAŞKANI, BAŞKAN YARDIMCISI VE ÜYELER:

		İMZA
Prof. Dr. Cem Şafak ÇUKUR	Başkan	
Prof. Dr. Tekin AKDEMİR	Bşk. Yrd.	
Prof. Dr. Necmiye ÜN YILDIRIM	Üye	
Prof. Dr. Seldağ GÜNEŞ PESCHKE	Üye	
Dr. Öğr. Üyesi Özge GÜKBULUT ÖZDEMİR	Üye	
Dr. Öğr. Üyesi Fatma DOĞAN GÜZEL	Üye	
Dr. Öğr. Üyesi Behlül TOKUR	Üye	
Dr. Öğr. Üyesi Şule KAYA	Üye	
Dr. Öğr. Üyesi Birgül ÖZKAN	Üye	

7

EK-2. Özgeçmiş

KİŞİSEL BİLGİLER	
Adı Soyadı	: Semra ARSLAN
Doğum tarihi	: 03.11.1988
Doğum yeri	: Ankara
Medeni hali	: Bekar
Uyruğu	: T.C
Adres	: Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara
Tel	: 0(538) 638 94 13
E-mail	: arslnsmr@gmail.com
EĞİTİM	
Lise	: Yıldırım Beyazıt Lisesi
Lisans	: Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü
Yüksek lisans	: Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Sağlık Fiziği Programı