

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE KULLANILAN İTERATİVE
REKONSTRÜKSİYON YAZILIMLARININ ÖNEMİ 'PARANASAL SİNÜS
BT İLE WATERS GRAFİLERİNİN DOZ/REZOLÜSYON
KARŞILAŞTIRILMASI'**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İbrahim YÜKSEL

**Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı**

Aralık, 2018

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE KULLANILAN İTERATİVE
REKONSTRÜKSİYON YAZILIMLARININ ÖNEMİ 'PARANASAL SİNÜS
BT İLE WATERS GRAFİLERİNİN DOZ/REZOLÜSYON
KARŞILAŞTIRILMASI'**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**İbrahim YÜKSEL
(YL1616.020001)**

**Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı**

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi İlknur HOŞ

Aralık, 2018

ONAY FORMU



T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

Yüksek Lisans Tez Onay Belgesi

Enstitümüz Sağlık Fiziği Ana Bilim Dalı Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans Programı Y1616.020001 numaralı öğrencisi İbrahim YÜKSEL'in "BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE KULLANILAN İTERATİVE REKONSTRÜKSİYON YAZILIMLARININ ÖNEMİ 'PARANASAL SİNÜS BT VE WATERS GRAFİLERİNİN DOZ/REZOLÜSYON KARŞILAŞTIRILMASI" adlı tez çalışması Enstitümüz Yönetim Kurulunun 29.11.2018 tarih ve 2018/14 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından .*g.b.:* ile Tezli Yüksek Lisans tezi olarak .*kab.*.....edilmiştir.

Öğretim Üyesi Adı Soyadı

İmzası

Tez Savunma Tarihi :21.12.2018

1)Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi İlknur HOŞ

[Signature]

2) Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Füsün ÇETİN

[Signature]

3) Jüri Üyesi : Prof. Dr. Menduh DURSUN

[Signature]

Not: Öğrencinin Tez savunmasında **Başarılı** olması halinde bu form **imzalanacaktır**. Aksi halde geçersizdir.



YEMİN METNİ

Yüksek lisanas tezi olarak sunduğum “Bilgisayarlı Tomografide Kullanılan İterative Rekonstrüksiyon Yazılımlarının Önemi ‘Paranasal Sinüs Bt İle Waters Graflerinin Doz/Rezolüsyon Karşılaştırılması” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadar ki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve etik geleneklere aykırı düşecek bir davranışının olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin bibliyografyada gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yaparak yararlanmış olduğumu belirtir ve onurumla beyan ederim. (25/12/ 2018)

İbrahim YÜKSEL



ÖNSÖZ

Çalışmalarım süresince bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyerek bana yardımcı olan danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi İlknur HOŞ'a (İstanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Bilimler Anabilim Dalı), deneysel çalışmalarımda fikirleriyle beni yönlendiren değerli hocam Doç. Dr. Düzgün YILDIRIM'a, (Acıbadem Kozyatağı Hastanesi Klinik Şefi) görüntüleri kullanmamda bana yardımcı olan PACS Yetkilisi Mahmut Ali ÇETİNKAYA'ya (Acıbadem Kozyatağı Hastanesi) motivasyonumu yükselten eşim Özge'ye, kızım Ada'ya ve son olarak da maddi ve manevi desteklerini esirgemeyerek her zaman yanımda olan anneme, babama ve ablalarımın teşekkürü bir borç bilirim.

Aralık 2018

İbrahim YÜKSEL



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xvii
ABSTRACT	xix
1. GİRİŞ	1
2. RADYASYON	3
2.1 Radyasyon Türleri	4
2.1.1 Parçacık tipi radyasyon türleri	4
2.1.1.1 Alfa (α) partikülü	4
2.1.1.2 Beta (β) partikülü	5
2.1.1.3 Nötronlar	7
2.1.2 Dalga tipi iyonlaştırıcı radyasyon	7
2.1.2.1 X- ışınları ve gama ışınları.....	7
2.2 Radyasyon Ölçü Birimleri.....	9
2.2.1 Aktive birimi	9
2.2.2 Işınlama doz birimi	9
2.2.3 Soğurulmuş doz birimi.....	10
2.2.4 Doz eşdeğeri birimi	10
2.3 Radyasyonun Biyolojik Etkileri	10
2.3.1 Deterministik etkiler	11
2.3.2 Stokastik etkiler.....	12
3. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ.....	13
3.1 Bilgisayarlı Tomografinin Tarihçesi	13
3.2 Bilgisayarlı Tomografi Fiziği	14
3.2.1 BT’de görüntü karakteristikleri.....	15
3.3 BT Teknolojisindeki Gelişmeler	17
3.3.1 Spiral (Helikal) BT.....	21
3.3.2 Multidedektör BT.....	21
3.4 Bilgisayarlı Tomografi’de Doz Protokolleri	22
3.4.1 Bilgisayarlı tomografide doz hesaplama.....	22
3.4.2 Bilgisayarlı tomografide dozun kalitesine ve kantitesine etki eden faktörler	23
3.4.2.1 Tüp voltajı (kVp).....	24
3.4.2.2 Akım-gantri dönüş süresi (mAs).....	24
3.4.2.3 Pitch	24
3.4.3 Bilgisayarlı tomografide doz azaltma	24
3.4.3.1 SAFİRE: Sinogram Onaylı Yinelemeli Yeniden Yapılandırma	25

4. MATERYAL VE YÖNTEM	27
4.1 Materyal.....	27
4.1.1 Radyolojide paranasal sinüsün tanı yöntemleri.....	28
4.1.1.1 Water's grafi hakkında genel bilgiler.....	28
4.1.1.2 Paranasal sinüs tomografisi hakkında genel bilgiler.....	29
4.2 Yöntem.....	29
4.2.1 PACS (Görüntü Arşivleme ve İletişim Sistemi) hakkında genel bilgiler.....	29
5. ARAŞTIRMA BULGULARI	31
6. İSTATİSTİKSEL ÇALIŞMA	45
7. TARTIŞMA VE SONUÇ	53
KAYNAKLAR	55
EKLER	59
ÖZGEÇMİŞ	65



KISALTMALAR

SAFIRE	Sinogram Onaylı Yinelemeli Yeniden Yapılandırma
mSv	Milisievert
PACS	Görüntü Arşivleme ve İletişim Sistemi
SI	Uluslararası Bilimler Sistemi
ICRU	Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümü Komitesi
C	Coulomb
Kg	Kilogram
R	Röntgen
J	Joule
Rad	Soğurulma Doz Özel Birimi
Gy	Gray
Bq	Becquerel
Ci	Curie
Rem	Eşdeğer Doz Özel Birimi
γ	Gama
m	Metre
sn	Saniye
α	Alfa
β^-	Beta
β^+	Pozitron
He	Helyum
E	Enerji
c	Işık Hızı
I	İyot
Xe	Ksenon
e	Elektron
P	Fosfor
Si	Silisyum
DNA	Deoksiribo Nükleik Asit
CAT	Komputerize Aksiyel Tomografi
BT	Bilgisayarlı Tomografi
HU	Hounsfield Skalası
MDBT	Çok Dedekötörlü Bilgisayarlı Tomografi
mAs	Akım-Gantri Dönüş Süresi
kVp	Kilo Voltaj Peak
CTDIvol	Hacimsel BT Doz İndeksi
DLP	Doz Uzunluk Çarpımı
k	Konversiyon Faktörü
IRCP	Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu
FOV	Görüntüleme Alanı
FBP	Filtrelenmiş Geri Projeksiyon
DICOM	Tıpta Dijital Görüntüleme Ve İletişim

ROI İlgili Bölgesi
Ref Referans
IR Tekrarlı Rekonstrüksiyon



ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 5.1: Havada bulunan gürültü miktarlarındaki değişim oranlar.....	34
Çizelge 5.2: Kemik yapılarda bulunan gürültü miktarlarındaki değişim oranları	37
Çizelge 5.3: Konka içinde bulunan gürültü miktarlarındaki değişim oranları	40
Çizelge 5.4: Farklı hastaların Paranasal Sinus Tomografilerinin doz değerleri	42
Çizelge 5.5: DLP-Etkin Doz Dönüşüm Oranı [mSv / (mGy · cm)]	42
Çizelge 6.1: Kemik için gürültü miktarını veren sonuçlar	46
Çizelge 6.2: Minitab Sonuçları	46
Çizelge 6.3: Hava için gürültü miktarını veren sonuçlar	48
Çizelge 6.4: Minitab Sonuçları	48
Çizelge 6.5: Konka için gürültü miktarını veren sonuçlar.....	50
Çizelge 6.6: Minitab Sonuçları	50



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: Röntgen tütünün çalışma prensibi	3
Şekil 2.2: Alfa (α) ışınması	5
Şekil 2.3: Beta (β^-) ışınması	6
Şekil 2.4: Pozitron (β^+) ışınması	7
Şekil 3.1: BT cihazı (SOMATOM Definition Flash)	14
Şekil 3.2: Gantri içindeki X ışını tüpü ve tüpten çıkan ışının hastanın kesit kalınlığı ile kolime edilmiş konik şeklindeki X ışını ve dedektörlerin şematik görüntüsü	15
Şekil 3.3: BT görüntüsü piksellerden oluşan bir matriksden ibaret olduğunu göstermektedir	16
Şekil 3.4: Farklı doku ve organların HU Skalasındaki değerlerinin karşılaştırılması	17
Şekil 3.5: 1.jenerasyon BT çalışma prensibi	18
Şekil 3.6: 2.jenerasyon BT çalışma prensibi	19
Şekil 3.7: 3.jenerasyon BT çalışma prensibi	20
Şekil 3.8: 4.jenerasyon BT çalışma prensibi	21
Şekil 3.9: SAFIRE çalışma prensibi].....	26
Şekil 4.1: Water's grafi pozisyonu	28
Şekil 4.2: PACS kullanıcı ara yüzü	30
Şekil.5.1: Mid-maksiller bölgeden geçen aksial kesit kemik pencere görüntü. Maksiller sinüs santralindeki hava'nın seçildiği ROI (region of interest)'deki gürültü miktarı, 'SAFIRE' kullanarak elde edilmiş bu imajda ölçülmüştür.	32
Şekil.5.2: Mid-maksiller bölgeden geçen aksial kesit kemik pencere görüntü. Maksiller sinüs santralindeki hava'nın seçildiği ROI(region of interest)'deki gürültü miktarı, 'SAFIRE' kullanılmadan elde edilmiş bu imajda ölçülmüştür.	33
Şekil 5.3: a) Paranasal sinus tomografisinde hava içindeki gürültü miktarının SAFIRE yazılımının kullanılmadığı farklı hastalardaki değişimi b) Paranasal sinus tomografisinde hava içindeki gürültü miktarının SAFIRE yazılımının kullanıldığı farklı hastalardaki değişimi	34
Şekil 5.4: Mid-maksiller bölgeden geçen aksial kesit kemik pencere görüntü. Sol zigomatikomaksiller bileşkede kemik dokunun seçildiği ROI (region of interest)'deki gürültü miktarı, 'SAFIRE' kullanılarak elde edilmiş bu imajda ölçülmüştür.	35
Şekil 5.5: Mid-maksiller bölgeden geçen aksial kesit kemik pencere görüntü. Sol zigomatikomaksiller bileşkede kemik dokunun seçildiği ROI (region of interest)'deki gürültü miktarı, 'SAFIRE' kullanılmadan elde edilmiş bu imajda ölçülmüştür.	36
Şekil 5.6: a) Paranasal sinus tomografisinde kemik içindeki gürültü miktarının SAFİRE yazılımının kullanılmadığı farklı hastalardaki değişimi b)	

Paranasal sinus tomografisinde kemik içindeki gürültü miktarının SAFİRE yazılımının kullanıldığı farklı hastalardaki değişimi.....	37
Şekil 5.7: Mid-maksiller bölgeden geçen aksial kesit kemik pencere görüntü. Sol alt konka posterior konturunda, yumuşak dokunun dokunun seçildiği ROI (region of interest)'deki gürültü miktarı, 'SAFIRE' kullanılarak elde edilmiş bu imajda ölçülmüştür.	38
Şekil 5.8: Mid-maksiller bölgeden geçen aksial kesit kemik pencere görüntü. Sol alt konka posterior konturunda, yumuşak dokunun dokunun seçildiği ROI (region of interest)'deki gürültü miktarı, 'SAFIRE' kullanılmadan elde edilmiş bu imajda ölçülmüştür.	39
Şekil 5.9: a) Paranasal sinus tomografisinde konka içindeki gürültü miktarının SAFİRE yazılımının kullanılmadığı farklı hastalardaki değişimi b) Paranasal sinus tomografisinde konka içindeki gürültü miktarının SAFİRE yazılımının kullanıldığı farklı hastalardaki değişimi.....	40
Şekil 5.10: Paranasal sinüs için alınmış midsaggital kesit kemik pencere görüntüler. SAFİRE kullanılmadan (sol) ve SAFİRE kullanılarak (sağ) elde edilmiş görüntüler	41
Şekil 5.11: Water's grafi.....	41
Şekil 5.12: Hastaların almış olduğu eşdeğer doz miktarları	43
Şekil 6.1: Kemik için Kutu diyagramı	47
Şekil 6.2: Hava için Kutu diyagramı	49
Şekil 6.3: Konka için Kutu diyagramı	51

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE KULLANILAN İTERATİVE
REKONSTRÜKSİYON YAZILIMLARININ ÖNEMİ ‘PARANASAL SİNÜS
BT İLE WATERS GRAFİLERİNİN DOZ/REZOLÜSYON
KARŞILAŞTIRILMASI’**

ÖZET

Radyasyon terimi madde ve enerjinin uzayda yayılmasını betimlemek için kullanılmaktadır. Radyasyon dokunun çok küçük yapı taşlarına kadar etki eder. İnsanda görülen radyasyon hasarı, atomik seviyede olan etkilere bağlı moleküler yapısının bozulmasından kaynaklanmaktadır. Diagnostikte kullanılan cihazların yaymış olduğu x-ışınlarının biyolojik etkilerini görüntü kalitesini bozmadan en aza indirmek için çalışmalar yapılmaktadır. Radyasyona maruz kalmanın azaltılmasını ve görüntü kalitesinin optimize edilmesini sağlamak için BT ile ilgili radyasyon dozları izlenmeli ve kontrol edilmelidir. Bilgisayarlı tomografi, tanısal görüntüleme dozu miktarını azaltmak ve çözünürlüğü arttırmak için bazı yazılımlar gerektirir. 'SAFİRE' (Sinogram Onaylı Yinelemeli Yeniden Yapılandırma) bu yazılımlardan biridir. Sinyal/gürültü oranını artırarak daha düşük radyasyon dozunda daha iyi görüntü kalitesi sağlayan bir yöntemdir. Ancak, bu parametre son nesil cihazlarda kullanılır ve farklı şirketlerin farklı sürümlerinde bulunur. Bu yazılım, çözünürlük endişesi olmadan düşük dozlarda en iyi görüntülemeye dayanmaktadır. Yapılan çalışmalar sayesinde konvansiyonel görüntüleme yöntemleri yerini 3-boyutlu görüntüleme yöntemlerine bırakmaktadır. Bu tez kapsamında paranasal sinüs tomografisi ve Water's grafinin doz ölçümleri yapılmıştır. Belirlenen protokoller kullanılarak elde edilen sinüs dozları ve görüntü üzerindeki gürültü miktarları ile hastanenin kullandığı standart protokoller sonucunda elde edilen sinüs dozları ile elde edilen kesitler üzerinden hesaplanan gürültü miktarları karşılaştırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: *Bilgisayarlı tomografi, iterative rekonstrüksiyon, SAFİRE, radyasyon dozu*



**THE IMPORTANCE OF ITERATIVE RECONSTRUCTION IN SOFTWARE
USED IN COMPUTERIZED TOMOGRAPHY 'COMPARISON OF
DOSE/RESOLUTION PARANAZAL SINUS CT AND WATERS GRAPHS'**

ABSTRACT

Radiation is used to describe the diffusion of matter and energy into space. Radiation damage to the tissue is due to the deterioration of the structure of the molecules due to the effects at the atomic level. Diagnostic devices are used to reduce the biological effects of the x-rays emitted by the devices used, without compromising image quality. The radiation doses associated with CT should be monitored and checked to ensure that radiation exposure is reduced and image quality optimized. Computerized tomography requires some software to reduce the amount of dose and increase resolution in diagnostic imaging. 'SAFIRE' (Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction) is one of these software. It is a method that provides better image quality at a lower radiation dose by increasing the Signal/Noise ratio and available in different versions of different companies. This software relies on best imaging at low doses without worrying about resolution. Conventional imaging methods leave their place to 3-dimensional imaging methods thanks to the work done. Within the scope of this thesis, paranasal sinus tomography and Water's graphy dose measurements were performed. The amount of noise calculated on the sinus doses and the amount of noise calculated on the image and the sinus doses obtained as a result of the standard protocols used by the hospital were compared.

Keywords: *Computed tomography, iterative reconstruction, SAFIRE, radiation dosage*



1. GİRİŞ

Enerji, uzayda bir noktadan diğere parçacıklar veya dalgalar yoluyla hareket etme yeteneğine sahiptir. Bu enerji taşıyıcılar bazı kaynaklardan yayımlanır ve içinde bulunduğu ortam ya da madde tarafından soğuruluncaya ya da ortadan kaldırıluncaya dek yol almaya devam eder. Radyasyon terimi madde ve enerjinin uzayda yayılmasını betimlemek için kullanılır.

Radyasyon, tıpta hem tanısal (diagnostik) hemde tedavi edici (törapatik) olarak kullanılmaktadır. Diagnostik'te kullanılan radyasyon iyonlaştırıcı özelliği olan x-ışınlarıdır. Bu yüzden dokularda ciddi hasarlar oluşabilir ya da nesiller sonrası etki yaratabilir. Hastaların aldığı radyasyon dozların minimal seviyede tutmak için özellikle tomografi cihazlarında yazılımlar geliştirilmektedir. Bu yazılımlardan biri de SAFIRE'dir. SAFIRE, bize düşük dozlarla yüksek çözünürlüklü görüntüler vermektedir. Öyle ki konvansiyonel bazı çekimler yerini volümetrik çekimlere bırakmaktadır. Doğrudan röntgen cihazı ile çekimi yapılan hastaların aldığı doz miktarı, tomografi ile çekim yapılan hastalara oranla oldukça düşüktür. Ancak yazılımlar bu sorunu ortadan kaldırdığından daha fazla anatomik bilgi veren 3-boyutlu incelemeler tercih edilmektedir.

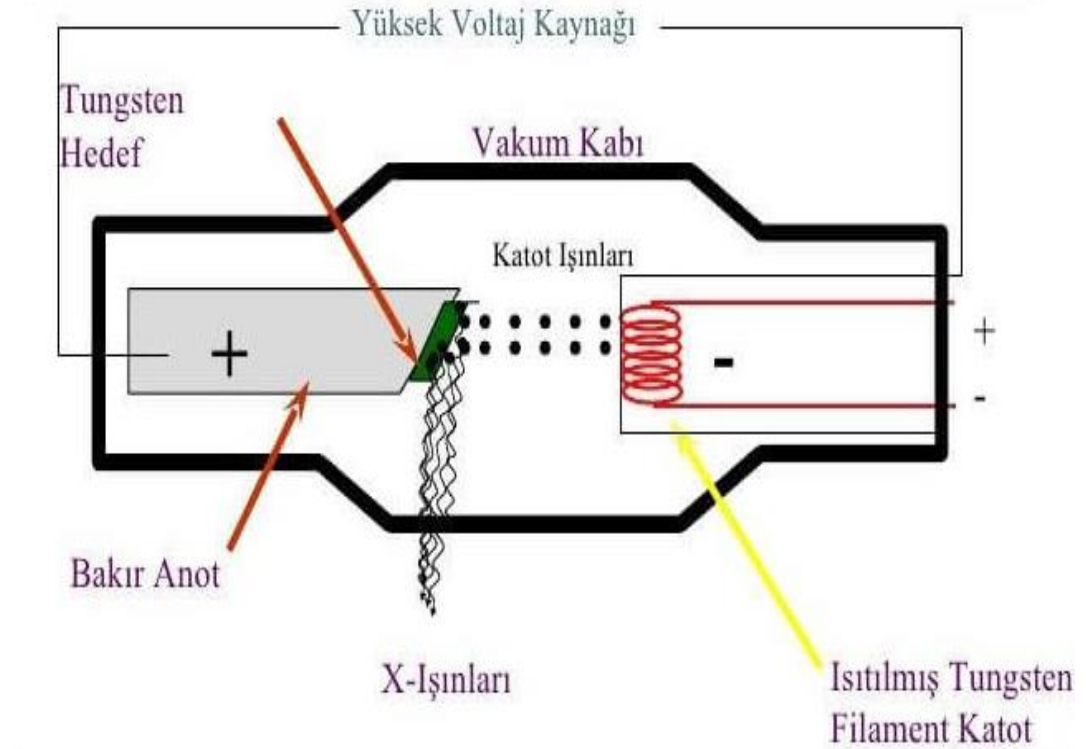
Bu çalışmada aynı amaçla çekilen yetişkin hastaların Paranasal sinüs tomografisi ile Water's grafileri karşılaştırılacaktır. Hastalara ait görüntüler PACS (Picture Archiving and Communication System) sisteminden alınmıştır. Gürültü miktarında ki değişimleri ve alınan doz miktarlarını belirledik. Paranasal sinüs tomografilerindeki görüntülerden alınan kesitlerde kemik, hava ve konka için gürültü miktarlarına bakılmıştır. Kemik için gürültü değişim oranı maksimum %11,6, hava için gürültü değişim oranı maksimum %40,17 ve konka için gürültü değişim oranı maksimum %59,22 olarak hesaplanmış, bu sonuçlar istatistiksel çalışmalarla anlamlandırılmıştır. Ayrıca tomografi için eşdeğer doz miktarı 0,24 mSv düzeyinde çıkmış ve bu sonuç ile ortalama 0,14 mSv olan Water's için eşdeğer doz miktarına yakın bir değer olduğu görülmüştür.



2. RADYASYON

Radyasyon, iç dönüşüm geçiren atomlar tarafından yayınlanan, uzayda ve madde içerisinde hareket edebilen enerji olarak tanımlanır. Yüksek hızda hareket eden partiküllerin (parçacıkların) ve elektromanyetik dalgaların enerjisi olarak da tanımlanır [1].

Radyasyon, Wilhelm Conrad Röntgen tarafından 1895 yılında keşfedilmiştir. Röntgen'in yapmış olduğu deney düzeneği içi boş bir cam tüpün için yerleştirilen iki elektrottan (katot ve anot) oluşmaktadır. Katottan kopan elektronlar anoda ulaşmadan cama çarparak ışık parıltısı meydana getirmiştir. Bu floresan etki sayesinde X-ışınları ortaya çıkmıştır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1.: Röntgen tüpünün çalışma prensibi [26]

2.1 Radyasyon Türleri

Radyasyonu “parçacık” ve “dalga” tipi radyasyonlar olarak iki gruba ayırabiliriz.. Parçacık tipi radyasyon, belli bir kütle ve enerjiye sahip çok hızlı hareket edebilen çok küçük parçacıkları ifade eder. Gözle görülemeyecek kadar küçük olan bu parçacıklar hızlı giden mermilere benzerler. Dalga tipi radyasyon, kütsüz ancak belli bir enerjiye sahip radyasyon çeşididir. Titreşim yaparak ilerleyen elektrik ve manyetik enerji dalgalarına benzerler. Tüm dalga tipi radyasyonlar ışık hızıyla (3×10^8 m/sn) hareket ederler [27]. Parçacık ve elektromanyetik radyasyonlar etki bakımından iyonlaştırıcı (iyonize) olan ve iyonlaştırıcı (iyonize) olmayan olarak iki gruba ayrılmaktadır. İyonize radyasyon, madde ile etkileştiğinde o maddenin atomlarından elektron sökebilen veya atomun çekirdeği ile etkileşerek reaksiyon oluşturabilen dalga ya da parçacık şeklindeki radyasyondur.

Radyoaktif maddelerden yayılan alfa, beta, gama ışınları ile x ışınları iyonlaştırıcı radyasyon (iyonize) olarak tanımlanır. Bu nedenle iyonlaştırıcı radyasyonlar, gerekli önlemler alınmadığı takdirde tüm canlı organizmalar için zararlı olabilecek radyasyon çeşitleridir.

2.1.1 Parçacık tipi radyasyon türleri

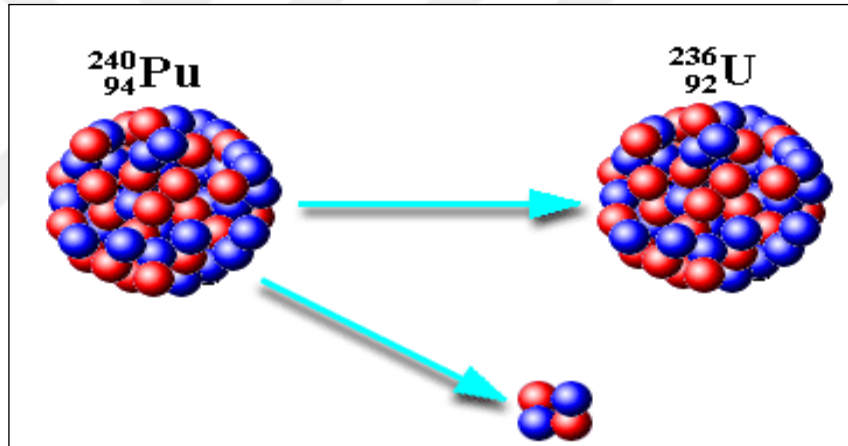
Alfa ve Beta parçacıkları ile nötronlar parçacık tipi radyasyonlardır. Taneciklerin sahip oldukları yüksek hızdan dolayı parçacık radyasyonları sahip oldukları kinetik enerji olarak tanımlanmaktadır. Alfa ve beta parçacıklarının iyonlaştırıcı etkilerinin daha büyük olmasına rağmen kütleleri ve elektriksel yüklerinden ötürü, gama ve X ışınlarına nazaran, maddelere daha az nüfuz ederler. Kütleleri alfa ışınlarından daha küçük olan nötron ve protonlar ise nükleer parçacıklardır. Farklı nükleer tepkimeler esnasında çekirdekten sökülen proton ve nötronlar insan sağlığını tehdit eden en tehlikeli radyasyonlardan biridir. Elektrik yükü olmadığından özellikle nötron çok derinlere sızma özelliğine sahiptir [2].

2.1.1.1 Alfa (α) partikülü

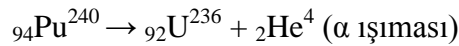
Alfa parçacığı, iki protonu ve iki nötronu olan bir helyum (${}^4_2\text{He}$) çekirdeğidir. α işaretiyle sembolize edilirler. Pozitif yüklü olan çekirdeğin, alfa yayınlarak

parçalanması olayı atom numarası büyük izotoplarda görülür ve genellikle doğal radyoaktif atomlarda rastlanır. Alfa parçacıklarını durdurmak için çok ince bir kağıt tabaka yeterlidir. Elektrik yükleri oldukça büyük olduğu için kolay durdurulurlar. Elektirik yüklerinin fazlalığı, alfa parçacıklarının bir madde içerisinde geçerken yolları üzerinde çok fazla iyonlaşma meydana getirmelerine ve bu yüzden de enerjilerini hızlı bir şekilde kaybetmelerine yol açar. Bu şekilde enerjilerini çabucak kaybeden alfa parçacıklarının menzilleri de dolayısıyla çok kısadır. Bu yüzden de normal olarak dış radyasyon tehlikesi yaratmazlar. Ancak sindirim veya solunum vasıtasıyla vücuda girdiklerinde zararlı olabilirler [27].

Şekil 2.2’de kararsız Pu^{240} atomu çekirdeğindeki proton ve nötron fazlalığından dolayı alfa ışınması yaparak kararlı U^{236} atomuna dönüşmüştür.



Şekil 2.2: Alfa (α) ışınması [28]

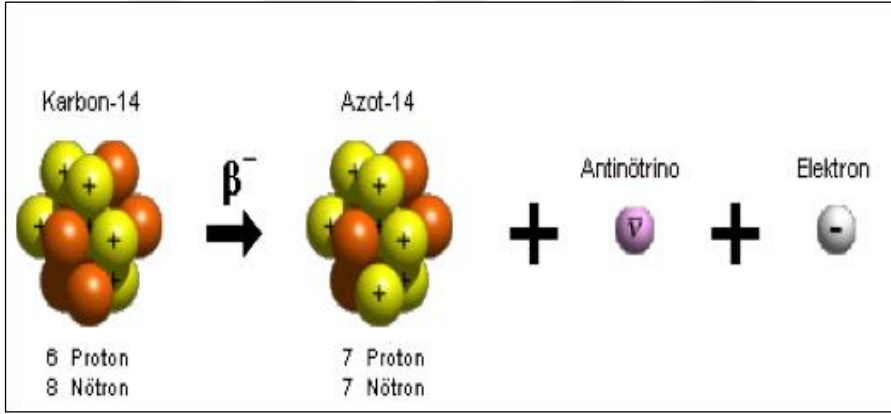


2.1.1.2 Beta (β) partikülü

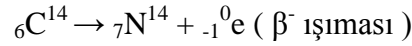
Atomun kararsızlığı çekirdeğindeki nötron fazlalığından oluşuyorsa, çekirdekdeki enerji fazlalığını yok etmek için nötronlardan bir tanesini elektron ve proton haline dönüştürürler ya da radyoaktif atomlarda proton sayısı nötron sayısından fazla olduğundan, proton sayılarını azaltmak için çekirdeklerindeki bir protonu nötrona çevirirler.

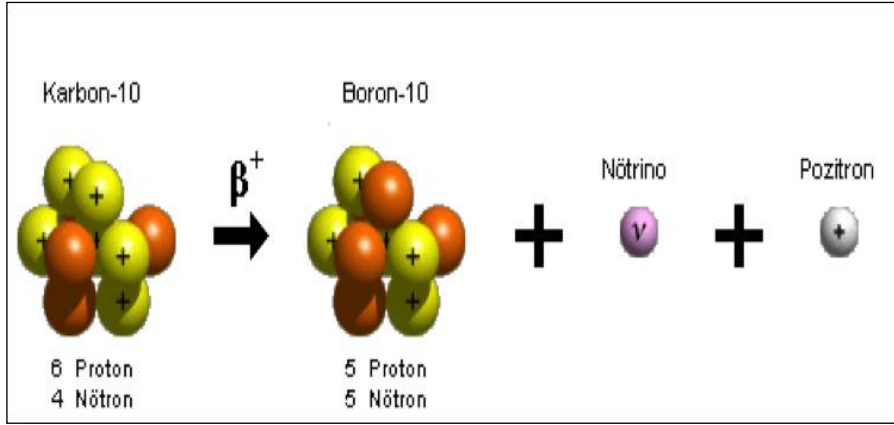
Atomun çekirdeğinde ki enerji fazlalığı çekirdek etrafında, $E = mc^2$ prensibiyle açıklanabilen, bir kütle oluşturur. Oluşan bu kütle çekirdekteki fazla yükü alarak dışarıya bir beta ışını yayınlanır. Yayınlanan bu elektronlar pozitif veya negatif yüklü olabilirler. Pozitif yüklü elektronlar β^+ ile, negatif yüklü iyonlar ise β^- işaretiyle sembolize edilirler. Çekirdekteki enerji fazlalığı proton fazlalığından meydana geliyorsa β^+ , nötron fazlalığından meydana geliyorsa β^- açığa çıkar [27].

Yayınlanan beta parçacıkları aynı alfa parçacıkları gibi belli bir yük ve kütleye sahip olduklarından madde içerisinden geçerken iyonlaşmaya sebep olurlar. Ancak bu iyonlaşma, alfa parçacıklarının oluşturduğu iyonlaşmadan daha azdır. Çünkü beta parçacıkları alfa parçacıklarına göre daha hafif ve daha giricidirler. Yine de bu parçacıklardan korunmak için ince alüminyum levhadan yapılmış bir zırh malzemesi yeterlidir.

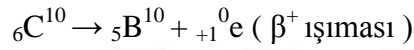


Şekil 2.3: Beta (β^-) ışınması [29]





Şekil 2.4: Pozitron (β^+) ışıması [29]



Kararsız C^{14} atomu çekirdeğindeki nötron fazlalığından dolayı beta ışıması yaparak kararlı N^{14} atomuna dönüşmüş ve açığa antinötrino ile negatif yüklü elektron çıkmıştır (Şekil 2.3). Kararsız C^{10} atomu çekirdeğindeki proton fazlalığından dolayı pozitron ışıması yaparak kararlı B^{10} atomuna dönüşmüş ve açığa nötrino ile pozitif yüklü elektron çıkmıştır (Şekil 2.4).

2.1.1.3 Nötronlar

Nötronlar yüksüz olduklarından herhangi bir madde içerisine kolaylıkla ilerleyebilirler. Doğrudan bir iyonlaşmaya söz konusu değildir. Fakat atomlarla etkileşmeye girdiklerinde, iyonlaşmaya neden olan alfa, beta veya x ışınlarının ortaya çıkmasına neden olabilir. Yüksek enerjili nötronlar yüksek miktarda yol kat edebilme özelliğine sahiptir ve hava içerisinde çok uzun mesafeler tipik katılar içerisinde de belirli mesafelerde (birkaç metre) yol alabilirler. Nötronları durdurmak için kalın beton, su veya parafin kullanılmalıdır [27].

2.1.2 Dalga tipi iyonlaştırıcı radyasyon

Atomlardan farklı şekillerde ortaya çıkan enerji türleri ve bu enerjilerin yayılma şekilleri "elektromagnetik radyasyon" olarak isimlendiriliyor. X ve gama ışınları dalga tipi iyonize edici olan elektromanyetik radyasyonlardır.

2.1.2.1 X- ışınları ve gama ışınları

X ve gama ışınları dalga tipli radyasyonlardır. Dalga boyları kısa olmasına karşın enerjileri oldukça yüksektir. Hızları ışık hızıyla aynıdır ve uzayda düz

bir çizgi şeklinde yayılırlar. Giricilikleri çok güçlü olmasından dolayı, en tehlikeli radyasyon türü olarak bilinirler. X ışınları, frenleyici (bremsstrahlung) etki ile hızlanmış elektronları madde içinde atom çekirdekleri etrafından geçerken oluşan kinetik enerjilerini etrafa yayarak yavaşlamaları sonucu oluşur. Bu ışınlar yüksek frekanslara ve düşük dalda boylarına sahip olduğundan, kimyasal bağları kırabilecek kadar yüksek enerjiye sahiptirler. Bu enerji kimyasal bağları kırarak maddelerin içine kolayca nüfus ederler, ancak görünmezler. X ışını çok tıpta, tanısal (diagnostik) amaçla kullanılırlar. 1895 yılında Wilhelm Röntgen tarafından bulunmuştur. Bu sebeple X ışını, röntgen olarak da adlandırılmaktadır [3].

Tıpta kullanıldığı gibi başka alanlarda da kullanılmaktadır. Örneğin, eski çağlara ait iskeletlerin analiz edilmesinde arkeologlar bu radyasyon çeşidinden yararlanmaktadırlar. Ayrıca, güvenlik amaçlı (havalimanları kontrol noktaları), silah yapımı ve mikroskop yapımında da X ışınları kullanılmaktadır.

Yüksek enerjili X ışınlarına maruz kalınması DNA'nın kırılmasına sebep olabilmektedir. Bu durum DNA'yı olumsuz etkileyerek, canlı organizmalara yani hücre ve dokulara zarar verir. Radyasyon ilerleyen zamanlarda kanser oluşumuna sebep olabilmektedir. Bu yüzden gerek duyulmadıkça röntgen çektirilmemelidir. Hamile kadınların bu konuda daha dikkatli olmaları gerekir. Hamile kadınlar x ışınına maruz kalırsa, bebek ölümlerine veya bebekte kanser vakası görülebilmektedir. Mesleki anlamda X ışınına maruz kalan kişiler, kurşundan yapılmış kıyafetler giymeli ve yine kurşundan üretilmiş eldivenler takmalıdır.

Gama ışınları (γ), nükleer reaksiyonlar ve radyoaktif bozunmalar sonucu atom çekirdeğinden, elektromanyetik dalgalar şeklinde yayılan radyasyonlardır. Gama ışınları x ışınlarına benzer, tek farkı atom çekirdeğinin enerjisinden oluşmasıdır. Yüksüzdürler ve kütleleri yoktur. Alfa ve beta bozunması sonucu gama ışınları oluşmaktadır. Bazı radyoaktif maddeler (kripton, kobalt, sezyum) gama ışını yayarlar. Bu ışınları durdurmak için kalın bir kurşun ve çelik tabaka gerekmektedir. Tıpta, gama ışınları özellikle kanser tedavisinde kullanılır. Diğer radyasyon tiplerine göre iyonlaşma özelliği oldukça fazladır. Bu yüzden canlı organizmalara çok daha fazla zarar verebilirler [3].

2.2 Radyasyon Ölçü Birimleri

Radyasyonun zararlı biyolojik etkilerini ifade edebilmek ve iyonlaştırıcı radyasyonla yapılan çalışmalarda güvenilir sonuç elde etmek için radyasyon miktarının (dozunun) ya da etkilerinin bilinmesi yani ölçülmesi gereklidir. Radyasyon miktarının ölçülmesinde kullanılan iki farklı birim seti vardır. Bunlar klasik sistem ve SI (International System of Units)'dır. Bu birim setleri aktivitenin, ışınlanma dozunun, soğrulan dozun, soğrulan doz hızının, eşdeğer dozun ve etkin dozun birimlerini içerir [30].

İyonlaştırıcı radyasyonun güvenli ve etkin uygulamaları için, referans verileri, ilgili büyüklükleri ve birimleri, terminolojiyi, ölçüm yöntemlerini, tıbbi tanı ve tedavide, bilim ve teknolojiye, bireylerin ve toplumların radyasyondan korunmalarına yönelik, uluslararası kabul görmüş olan önerileri geliştirmek ve yayımlamak amacıyla, Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümü Komitesi (ICRU) kurulmuştur (ICRU, 1928) [4].

2.2.1 Aktive birimi

Aktivite radyoaktif bir maddenin birim zamandaki bozunma sayısına denir. Aktivite için kullanılan birim Curie (Ci), şuan kullanılan SI sistemindeki birim ise Becquerel (Bq)'dir.

Curie (Ci) ; Bir saniyede 3.7×10^{10} parçalanma meydana getiren radyoaktivite miktarıdır.

Becquerel (Bq) ; Birim saniyede bir parçalanma yapan çekirdeğin aktivite miktarı [31].

$$1 \text{ Bq} = 2.7 \times 10^{-11} \text{ Ci} \quad (2.1)$$

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq} \quad (2.2)$$

2.2.2 Işınlama doz birimi

Radyasyonun belirli bir ortamda (hava) atomları iyonlaştırma (iyonizasyon meydana getirme) özelliğine dayanan ölçü ışınlanma düzeyidir ve elektromanyetik radyasyon için tanımlanmıştır. Klasik birim Röntgen (R), Özel birim Coulomb/kg (C/kg)

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R} \quad (2.3)$$

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (2.4)$$

2.2.3 Soğurulmuş doz birimi

SI birim sisteminde soğurulmuş doz birimi olarak Gray (Gy) kullanılır. Radyasyon alan maddenin bir kilogramına, bir Joule enerji veren ışın miktarına bir Gray denir. Özel birim olarak Rad kullanılır. Radyasyon alan maddenin bir kilogramına, 10^{-2} Joule'lük enerji veren ışın miktarına Rad denir [5]

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 10^2 \text{ rad} \quad (2.5)$$

2.2.4 Doz eşdeğeri birimi

Vücutta depolanan enerji eşdeğer doz olarak ifade edilir. Düşük dozlar için radyasyonun enerjisine ve çeşidine göre biyolojik hasarlarını da içeren bir kavramdır. Radyasyonun farklı tiplerinden soğurulan ışınlar aynı olsa da biyolojik etkileri birbirinden farklı olabilir. Eşdeğer doz için klasik birim Rem (Roentgen equivalent of man), SI birim Sievert (Sv)'dir. 1 Gray'lik x ve γ ışını ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren radyasyon miktarı Sievert olarak tanımlanır.

Rem = Soğurulan Doz x Faktörler

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ Rem} = 1 \text{ J/kg} \quad (2.6)$$

$$1 \text{ Rem} = 0.01 \text{ Sv} \quad (2.7)$$

2.3 Radyasyonun Biyolojik Etkileri

Radyasyonun iyonize etkisinin canlılar üzerindeki etkilerini inceleyen bilim dalına radyobiyojoloji adı verilir. Radyasyonun dokuya etkisi çok küçük yapı taşlarına kadar olmaktadır. İnsanda görülen radyasyon hasarı, atomik seviyede olan etkilere bağlı moleküler yapısının bozulmasından kaynaklanmaktadır.

İyonlaştırıcı radyasyonun canlıda biyolojik bir hasara sebep olabilmesi için radyasyon enerjisinin canlıyı oluşturan hücreler ve dokular tarafından absorbe edilmesi yani soğurulması gerekir. Radyasyonun vücuda zararları dozun şiddetine ve ışınlanan doku yada organların özelliklerine göre farklı tiplerde ve

farklı zamanlarda oluşabilir. Diagnostikte tanı amaçlı x-ışını cihazlarıyla alınan dozun düşük olması nedeniyle burada oluşan etkiler, nükleer silah ya da reaktör kazalarında görülen etkilerden farklı olmaktadır. DNA'nın radyasyondan etkilenme süreci saniyenin altında gerçekleşeceği gibi bu süreç çok uzun yıllar da alabilir. Radyasyona maruz kalan hücre ölebilir, hasar görebilir ya da zamanla dokular tarafından onarılabilir. Onarılan hücre, kromozomlarındaki kırılmalar yüzünden fiziksel ve kimyasal yapısı değişerek mutasyona uğrayabilir. Mutasyona uğrayan hücre fonksiyon değişikliğine uğradığından normal işlevini yapamaz. Gelecekte kişinin kendisinde (somatik) veya gelecek nesillerde (genetik) hasarlar meydana getirebilir. İnsanda ani ve şiddetli dozlara maruz kalma durumundan hemen sonra meydana gelecek hasarlara erken etkiler denir, bazen de düşük dozların etkileri uzun zaman sonra ortaya çıkabilir, bunlara da gecikmiş etkiler denir. Herhangi bir eşik dozun olmadığı bu etkiler kanser, ömür kısalması ve genetik bozukluklardır [6]. Radyasyonun etkileri stokastik ve deterministik etkiler olarak adlandırılır. Radyasyonun canlılar üzerindeki biyolojik etkileri şekilde gösterilmiştir.

2.3.1 Deterministik etkiler

Vücudun yalnız bir bölgesinin çok yüksek bir doza maruz kalması halinde ölümle sonuçlanmasa da ışınlanan bölgede erken etkiler görülecektir. Örneğin cildin 5 Gy'lik dozu tek seferde ve bir anda alması durumunda ciltte bir hafta içinde kızarıklık ortaya çıkar. Üreme organlarının aynı doza maruz kalması durumunda kısırlık meydana gelir. Böyle etkilere radyasyonun deterministik etkileri denir [32].

Vücuda alınan çok yüksek miktarda radyasyon ölümle sonuçlanabilir. 5 Gy veya daha fazla dozun bir anda alınması gerekli tedavi yapılmadığı takdirde sindirim sistemi ve kemik iliğine yaptığı tahribatla ölümle sonuçlanabilir. 5 Gy'e kadar alınan dozlarda gerekli tedavi yapıldığı takdirde kişiler kurtulabilir. Ancak 50 Gy'lik doz alınması durumunda uygun tedavi yapılsa bile kesinlikle ölümle sonuçlanır [32].

Bu etkilerin gerçekleşmesi için eşik değer aşılmalıdır. Etkilerin şiddeti, dozla ve dozun hızıyla doğru orantılıdır. Deterministik etkilerin başka bir çeşidinde ışınlanma olduktan uzun bir süre sonra ortaya çıkar. Bunlar ölümle

sonuçlanmayan etkilerdir. Ancak vücudun belirli doku ve organları fonksiyon kaybına veya hayati olmayan değişikliklere neden olabilir. Örneğin gözde katarakt meydana gelmesi veya ciltte oluşabilecek bazı hasarlar uzun süre sonra ortaya çıkabilecek hasarlardır [6].

2.3.2 Stokastik etkiler

Kişinin kendisinde veya çocuklarında meydana gelen etkiler stokastik etkiler olarak adlandırılır. Radyasyonun stokastik etkisinin ortaya çıkması için herhangi bir eşik değer söz konusu değildir. Stokastik etkiler ile kanser olma olasılığının belirlenmesi tam olarak bilinmemektedir. Düşük dozlara maruz kalmış kişilerin kanser olmasının nedeni tam olarak radyasyondur diyemeyiz. Elimizde bunu ortaya koyacak somut veriler yoktur. Düşük doz almış kişilerin stokastik etkilerinin ortaya çıkması olasılığı, yüksek doza maruz kalmış kişiler ve hayvanların üzerindeki yapılan deneylerin sonuçlarına dayanılarak tahmin edilmektedir [32].

3. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

Bilgisayarlı tomografi (BT), diagnostikte kullanılan en önemli cihazlardan biridir. Doğrudan grafiyle çok iyi anatomik detay alınmadığı takdirde tomografi cihazı kullanılır. 3-boyutlu görüntüleme yapabildiğinden radyolojide tanıya yardımcı olmada avantaj sağlamaktadır.

3.1 Bilgisayarlı Tomografinin Tarihçesi

Amerikalı fizik profesörü Allan Mcleod Cormack tarafından BT'nin teorisi geliştirilmiştir. 1972 yılında İngiliz fizikçi Dr. Godfrey Hounsfield'in tanı alanına soktuğu ve x-ışınının keşfinden bu yana yapılmış en büyük ilerleme olarak kabul edilen bu yöntem iki bilim adamına da 1979'da Nobel ödülü kazandırmıştır. İlk kez bu yöntem beyin incelenmesinde kullanılmıştır ve adına Komputerize Aksiyel tomografi (CAT) denilmiştir.

Bilgisayarlı tomografi ilk çıktığında, sadece tek bir görüntü için gerekli verileri toplamak beş dakika gibi uzun bir süre gerektirmekteydi. Dezanataj olarak algılanan bu durum bilgisayarlı tomografinin kullanılmasını engellemiş ve geciktirmiştir.

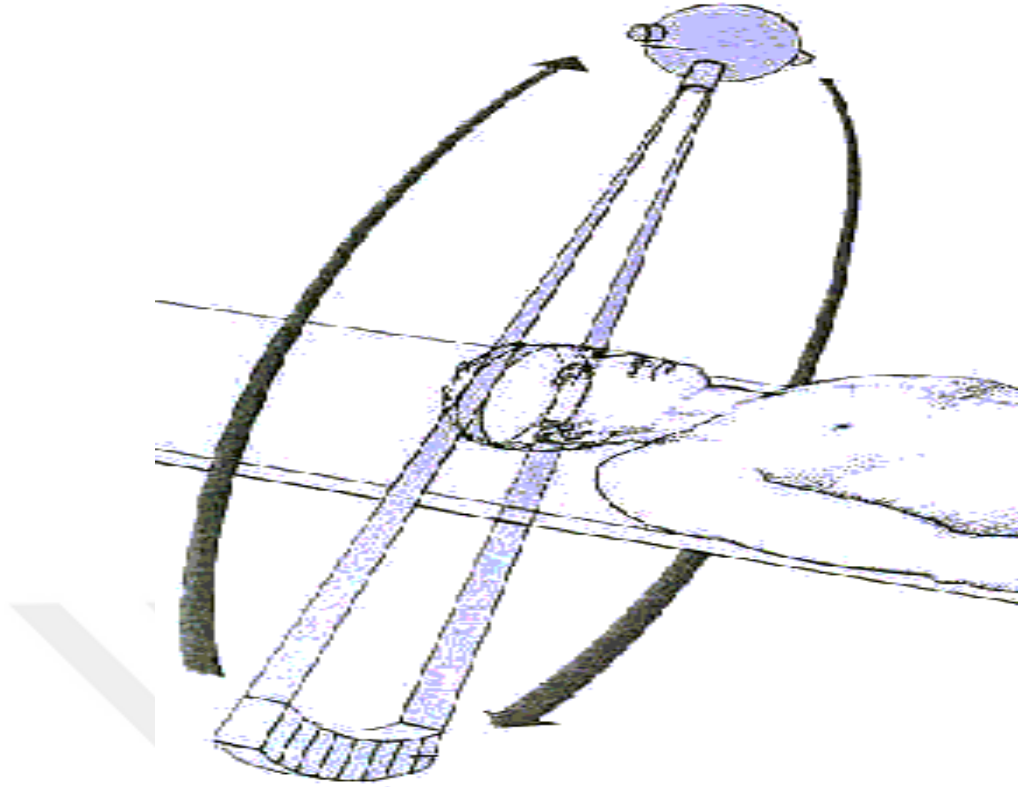
İlk zamanlar hastaların uzun süre nefesini tutamaması, bağırsak hareketleri gibi sınırlamalar yüzünden beyin tomografisi dışındaki çekimlerde BT cihazının kullanılması gecikmiştir. İlerleyen yıllarda tomografi cihazları geliştirilerek bu gibi dezavantajlarından arındırılmıştır [33]. 1975 yılında ülkemizde ilk defa Hacettepe Üniversitesi'nde uygulanmaya başlanan bu yöneme "Bilgisayarlı Beyin Tomografisi" (BBT) adı verilmiştir. Vücudun tamamını inceleyen cihazların geliştirilmesiyle "Tüm Vücut" BT ("Whole Body" CT) veya daha yaygın kullanımıyla Bilgisayarlı Tomografi (Compurised Tomografi) oluşmuştur [34]. Şekil 3.1'de son teknoloji ile üretilen 256 dedektörlü BT cihazı gösterilmiştir.



Şekil 3.1: BT cihazı (SOMATOM Definition Flash)

3.2 Bilgisayarlı Tomografi Fiziği

Bilgisayarlı tomografi, iyonize enerjiye sahip bir modalitedir. Temelde, X ışını üreten bir tüp ve hastadan geçen radyasyonu saptayarak elektriksel sinyallere oradanda bilgisayara aktaran dedektörlerden oluşmaktadır. Bu dedektörlerin sayısı, buldukları konumu ve hareket açıları BT'nin her bir jenerasyonunda farklılık göstermiştir. Eskiden tek dedektörle çok yavaş görüntüler alan BT cihazı günümüzde saniyenin altında birden fazla görüntü alabilecek seviyededir. Kabaca BT cihazı dedektörler ve etrafında 360 derece dönen tüpten oluşmaktadır (Şekil 3.2).



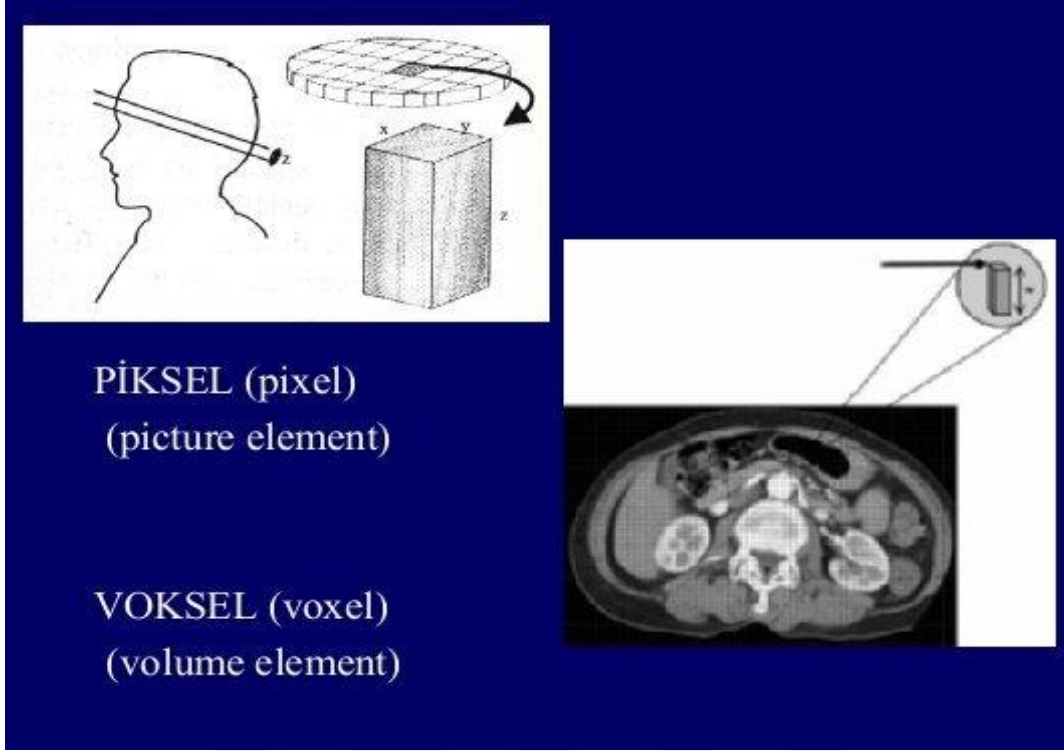
Şekil 3.2: Gantri içindeki X ışını tüpü ve tüpten çıkan ışının hastanın kesit kalınlığı ile kolime edilmiş konik şeklindeki X ışını ve dedektörlerin şematik görüntüsü [34]

Bilgisayarlı tomografi, iki boyutlu kesitleri birleştirerek üç boyutlu hale getiren sistemdir. Bunun için rekonstrüksiyon dediğimiz matematiksel teknikleri kullanır. Görüntüleri genelde aksiyel kesitler halinde tarayan cihaz, üç boyutlu (3D) planlama ekranından koronal ve sagittal kesitler halinde recon yapabilmektedir.

Multidedektör BT sistemlerinde elde edilen görüntüler, belirgin rezolüsyon kaybı olmaksızın reformat tekniklerle farklı planlara dönüştürülebilmektedir.

3.2.1 BT’de görüntü karakteristikleri

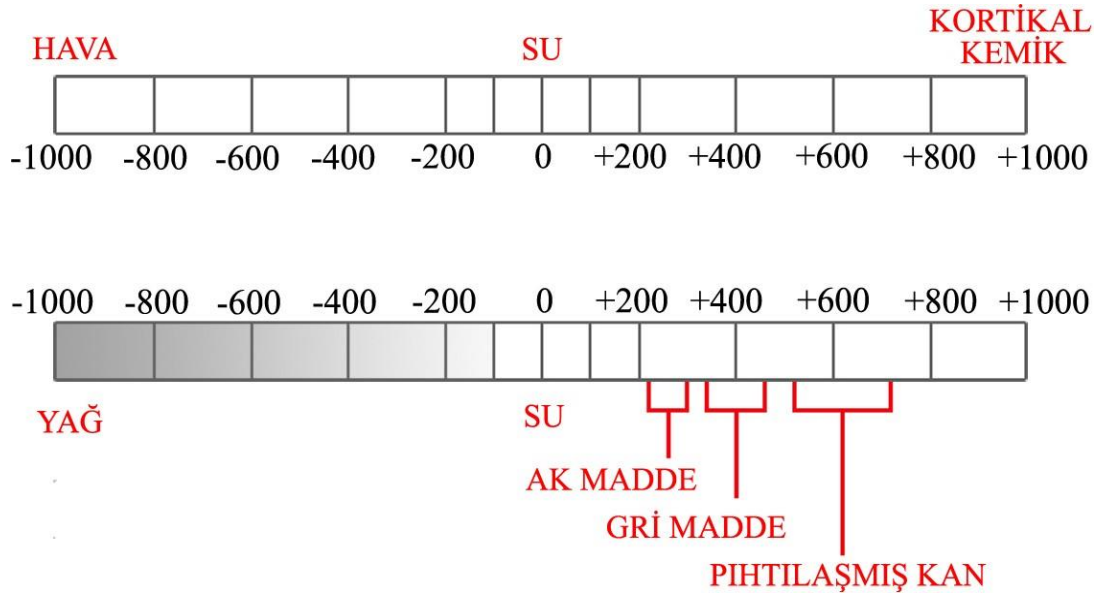
Bilgisayarlı tomografi görüntüleri piksel dediğimiz resim elemanlarının oluşturduğu matrislerden meydana gelir. 256x256, 512x512 ve 1024x1024 matrix boyutları vardır. Pikseller voksel dediğimiz hacimleri oluşturur ve her bir voksel X- ışınının dokudan geçerken zayıfladığı değere sahiptir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: BT görüntüsü piksellerden oluşan bir matriksden ibaret olduğunu göstermektedir [35].

X-ışınının bu atenuasyon değeri Hounsfield Units (HU) olarak isimlendirilir. Bu değer +1000 ile -1000 aralığındadır. Negatif değerler yağ dokusu, gaz ve havayı, 0(sıfır) suyu ve pozitif değerler ise yumuşak dokular ve kemiği temsil etmektedir.

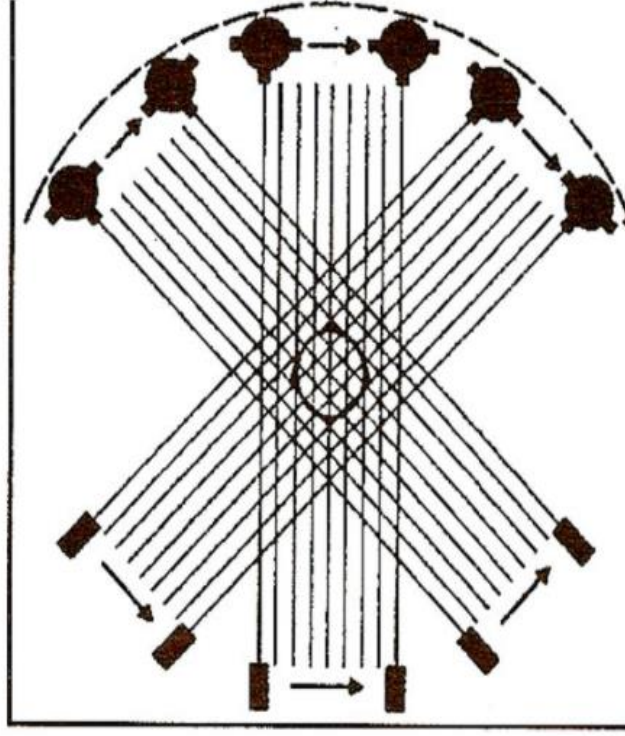
Suyun atenuasyon değeri sıfır, kemik gibi çok yoğun oluşumlar için bu değer +1000, hava için -1000 olarak kabul edilmiştir. Yağ dışındaki yumuşak dokular 30-100 arasında atenuasyon değerine sahipken, yağ dokusu BT’de -60 ile -200 arasında değerler alır. Eğer lezyonlar beyinle aynı yoğunlukta aynı gri tonunda ise izodens, beyinden daha fazla ışın tutarak daha beyaz görünen lezyonları hiperdens, daha az X ışını tutarak daha koyu görünenleri ise hipodens olarak adlandırılır (Şekil 3.4). Tomografi cihazının bu skalası organ ve dokuların yoğunluk farklılıkları ile belirlenir [7].



Şekil 3.4: Farklı doku ve organların HU Skalasındaki değerlerinin karşılaştırılması

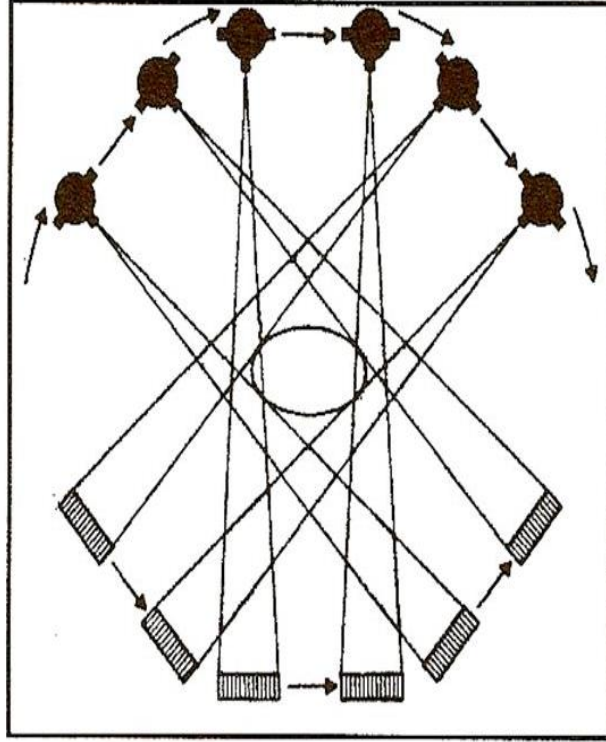
3.3 BT Teknolojisindeki Gelişmeler

Birinci jenerasyon bilgisayarlı tomografiler oldukça yavaş çalışmaktadır. Sadece kafa çekimine uygun sistemler olup vücut çekimi yapılamamaktadır. İncelenecek olan obje doğrusal tarandıktan sonra tüpün küçük açılarda hareket yapması ile tarama devam eder ve 180° dönüş tamamlanıncaya kadar sürer. İlk kullanılan BT tarayıcısında bir adet X-ışını tüpü ve tüp ile beraber hareket eden bir adet dedektörden oluşmaktaydı. Sistem Şekil 3.5'te gösterildiği gibi bir açıda ışın demetinin hasta vücudundan geçirilmesi ve daha sonra oluşan paralel izdüşüm ölçümlerinin toplanması prensibine dayanmaktaydı. Yapılan işlem her bir izdüşüm açısı için tekrarlanmakta ve yeterli görüntü ölçümü alınana kadar devam etmekteydi. Tarama süresi ortalama 4 dakika idi [8].



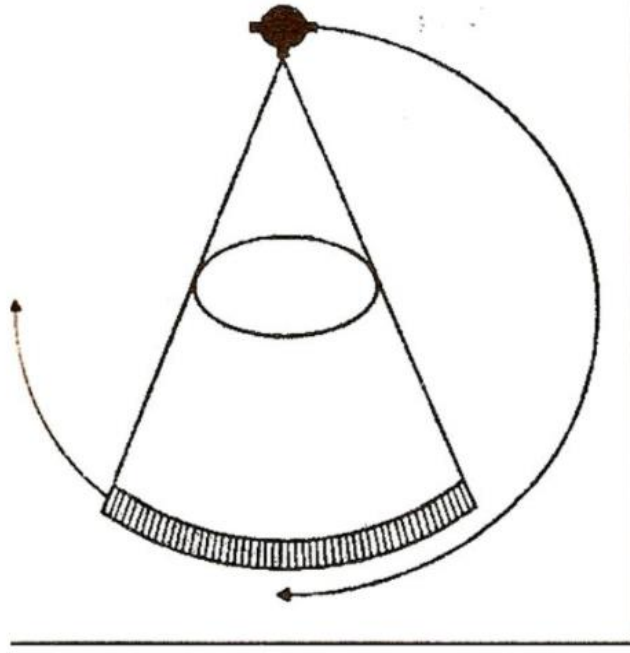
Şekil 3.5: 1.jenerasyon BT çalışma prensibi [36]

İkinci nesil bilgisayarlı tomografilerde (Şekil 3.6) birinci nesilden farklı olarak tüpün karşısında birden fazla dedektör kullanılmıştır. İnce-demet yerine detektörlerin boyutunda fan-demet kullanılmıştır. Sadece doğrusal tarama sonrası dönüş açısı artmıştır. İkinci jenerasyon cihazlarda birden fazla dedektör olduğundan tarama zamanı azalmış, tarama süreleri 30 sn altına kadar inmiştir. Döndürme rotasyon sayısı da ikinci jenerasyon dedektörlü tarayıcı sistemi ile azalmıştır [8]. Birinci ve ikinci nesil dedektör konfigürasyonları, BT cihazlarının gelişiminde önemli rol üstlenmelerine rağmen artık kullanılmamaktadır.



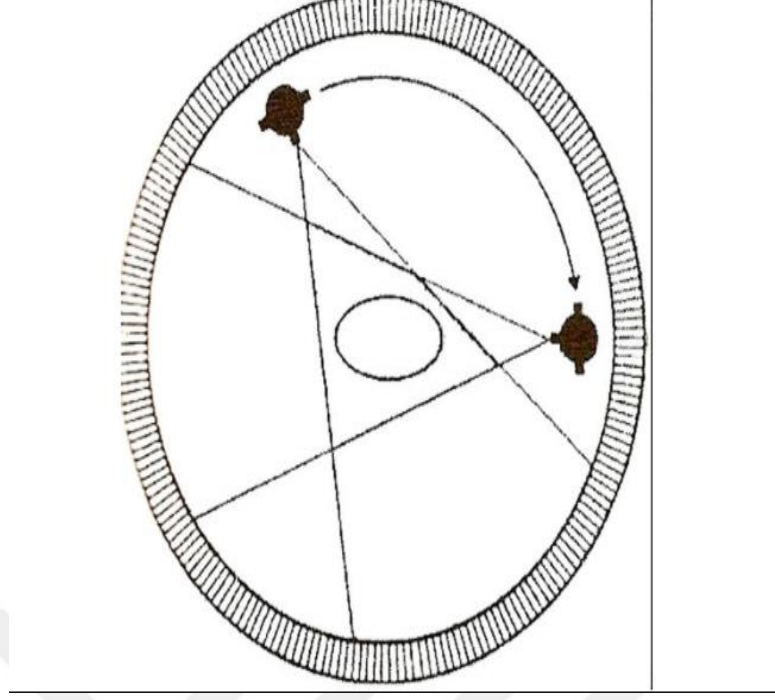
Şekil 3.6: 2.jenerasyon BT çalışma prensibi [36]

Üçüncü nesil sistemler (Şekil 3.7), birinci ve ikinci nesil tomografi sistemlerine göre çok daha farklı tasarlanmıştır. 1 ve 2. jenerasyon cihazların ardından “rotate-rotate” prensibi ile çalışan 3. jenerasyon aygıtlar geliştirilmiştir. Üçüncü jenerasyonda, detektör ile karşılıklı eş zamanlı hareket edebilen x-ışın tüpü tasarımı sayesinde helikal/spiral taramaya imkân sağlamıştır yani slip-ring sistemler kullanılabilir. Bu sayede tarama süreleri 1 sn hatta daha aşağı sürelerle kadar inmiştir. Hem tüp hem de dedektör beraber 360 derece dönebilir. Ayrıca bu sistemlerde hastanın taranan yani uzun ekseni boyunca yan yüzlerce dedektör kullanılmasında 1. ve 2. nesil tomografilerden ne kadar farklı olduğunu göstermektedir. Bu sayede çok kesitli tarama yapılabilir. Üçüncü nesil cihazlar tüp ve tüpün karşısına dizilmiş konveks dedektörlerden oluşturulmuştur. Dedektörlerin tümünü içine alacak şekilde gelen x ışını yelpaze şeklindedir [9].



Şekil 3.7: 3.jenerasyon BT çalışma prensibi [36]

Dördüncü jenerasyon BT cihazlarında gantry boyunca dizilmiş dedektörler bulunmakta ve sadece x ışını tüpü incelenecek olan obje etrafında tam bir tur dönmektedir. Rotate-stationary sistemi kullanılmaktadır. Helikal BT adı verilen slip-ring sistemler 3. ve 4. jenerasyonda kullanılmaktadır. Dördüncü kuşak dedektörlü tarayıcı sisteminde (Şekil 3.8) dedektörler hastanın tüm vücudunu çevreleyen daire tipi dedektörlerden oluşmaktadır. Daire tipi dedektörler durağandır ve hareket etmezler. Dördüncü nesil sistemlerin, üçüncü nesil BT tarayıcı sistemlerine göre daha fazla dedektör içermeleri daha duyarlı olmasını sağlar ancak dedektörlerin tümü aynı kullanımda değildir. X-ışını kaynağı döndükçe dedektörlerin farklı segmentleri aktif olmaktadır [8].



Şekil 3.8: 4.jenerasyon BT çalışma prensibi [36]

3.3.1 Spiral (Helikal) BT

Spiral BT'nin klinik kullanımı Kalender ve arkadaşları tarafından 1980'lerde gerçekleştirilmiştir. Helikal (spiral) BT 'de hasta masası çekilecek anatomik bölge boyunca kayar, tüp ise inceleme sırasında sürekli döner. Hastanın tek bir nefes tutmasıyla 40-80 cm'lik bir alanı taranabilir. Çok kesitli BT'de ise helikal teknolojiye (slip-ring) ek olarak tek dedektör halkası yerine yan yana sıralanan dedektör halkaları bir dedektör bloku oluşturur [9].

Bu teknoloji sayesinde tek bir nefes tutma sırasında abdomen, toraks gibi bölgelerin çekiminde hareket artefaktları minimal seviyede tutulabilmektedir.

3.3.2 Multidedektör BT

Multidedektör BT (MDBT), günümüzdeki son teknoloji olup çok fazla dedektör içermektedir. Hastanın longitudinal aksı boyunca (z-ekseni) iki veya daha çok sayıda dedektör dizileri ile donatılmış olması, X-ışını kolimasyonunun artırılabilmesi ve dolayısıyla masa hızının artırılabilmesi ciddi avantaj sağlamaktadır. Bu dedektörler sayesinde minimum kesit kalınlığında ve maksimum tarama hacminde görüntüleme yapmak mümkündür. Ayrıca gantry dönüş süresinin saniyenin altında olması bir başka özelliğidir. Hızlı gantry

dönüşü bize hastanın hareketine bağlı artefaktlarını engelleme imkanı sağlamaktadır [10].

İlk zamanlar iki dedektörlü cihazlar üretilirken, 2000'li yıllarda 64 dedektöre kadar çıkmış günümüzde ise 256 ve 384 sıralı dedektörlü cihazlar piyasaya sürülmüştür. MDBT'nin en önemli avantajı tarama hızındaki artıştır. Böylece geniş hacimlerin taranabilmesi anjiyografi yapılmasına da imkan sağlamıştır. İntravenöz yolla vücuda gönderilen kontrast maddenin hızlı ve geniş tarama avantajı sayesinde vasküler yapıların stenoz varlığının belirlenmesinde, plakların görüntülenmesi, miyokardial perfüzyonun değerlendirilmesi, aort anevrizması , diseksiyon vs. gibi hayati bulgular çok rahat bir şekilde görüntülenebilmektedir.

3.4 Bilgisayarlı Tomografi'de Doz Protokolleri

Bilgisayarlı Tomografide (BT) radyasyon dozunu etkileyen en önemli parametreler; tarama sayısı, tüp akımı miliamper (mA), tarama süresi, kilovolt pik (kVp), pitch, kolimasyon ve cihazlara ait filtreleme yapan yazılımlar olarak sıralabiliriz.

3.4.1 Bilgisayarlı tomografide doz hesaplama

Hastanın BT'den aldığı radyasyon miktarı tarayıcı tasarımı da dahil olmak üzere birçok parametreye bağlıdır (Pitch, kV, mAs vs.). Her bir parametre radyasyon dozuna etki edebilmektedir. Ancak doz hesaplamalarında biz daha çok DLP (dose length product) ve hacimsel BT doz indeksini (CT volume dose index, CTDIvol) kullanırız [11]. CTDIvol, gantrinin rotasyon aksı boyunca (z aksı) BT cihazı tarafından hastaya yönlendirilen radyasyonun kesit başına ortalama miktarını temsil eder, birimi miligray (mGy)'dir. DLP ise şütlama (ekspozur) boyunca radyasyona bağlı maruz kalınan toplam enerjidir ve birimi miligray.cm'dir. DLP doğrudan hasta (stokastik) riski ile ilgilidir ve belirli bir tür için referans değerlerini ayarlamak için kullanılabilir. CTDIvol değerini tarama alanı ile çarparak DLP değeri elde edilir. Her iki parametre de hasta dozunu temsil edemezler. Bunun için efektif doza ihtiyaç vardır. Dokuların ve organların aldığı dozun, vücudun tümü için oluşturabilecek zararını ifade etmek için efektif doz terimi kullanılır birimi Sievert (Sv)'dir [12].

Efektif doz, konversiyon faktörü (k) ile DLP değerinin çarpılması ile hesaplanır (Efektif doz = DLP x k). Konversiyon faktörü, Uluslararası Radyasyondan Koruma Komisyonu (İRCP, International Commission on Radiological Protection) tarafından radyosensitif organ varlığı, hastanın yaşı gibi özellikler üzerinden hesaplanılan, radyasyona duyarlılığını numerik olarak belirleyen bir katsayıdır.

3.4.2 Bilgisayarlı tomografide dozun kalitesine ve kantitesine etki eden faktörler

Bilgisayarlı tomografide doz, görüntü kalitesine etki eder ve görüntü çözünürlüğü uzaysal ve kontrast çözünürlüğü olarak ikiye ayrılır.

Uzaysal çözünürlük, iki komşu yapının ayırt edilebilme yeteneğini gösteren bir parametredir. Piksel boyutlarıyla (görüntüyü oluşturan) yakından ilgilidir. Uzaysal çözünürlüğün artırılması için piksel boyutlarını küçültmek gerekir. Çünkü piksel boyutları küçültülürse görüntü daha fazla noktadan oluşur ve küçük oluşumların birbirinden ayrımı sağlanır. Uzaysal çözünürlük, kesit kalınlığı, tüpün fokal spot boyutu ve görüntüleme alanı (FOV) ve ile ters orantılıdır [13].

Kontrast çözünürlük, film üzerindeki farklı yoğunlukları ayırt edebilme yeteneği olarak tanımlanabilir. Radyasyonun dozuna ve yoğunluğuna bağlıdır. Tomografi cihazında hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu; mA değerleri, kilo voltaj (kV) düzeyi ve ekspozür süresi (sn) ile belirlenmektedir. X-ışını enerjisi, mA değeri arttırıldıkça artmakta ve tüp daha fazla yüklenmektedir. Kontrast rezolüsyonu kesit kalınlığı arttırıldıkça artar [13].

İmaj gürültü oranı (noise), görüntüyü oluşturan foton miktarı ile ilişkilidir. Gürültü oranı kesit kalınlığı, kV değeri ve tüp akımı ile ters orantılıdır. Radyasyon dozu 4 kat arttırılırsa gürültü miktarı yarıya düşer. Kilolu hastaların vücut kalınlığı fazla olduğundan foton geçişi az olur dolayısıyla gürültü miktarı yüksektir. Lezyonun görüntü kontrastının, görüntü kalitesinde kayıba neden olan gürültüden daha yüksek düzeyde olması lezyonun görüntülenmesini için gerekmektedir [14].

Radyasyon dozu, tomografideki görüntü kalitesine etki eder ve bu etki tomografide ki parametrelere bağlıdır. Radyasyon dozu, tüp voltajı (kV), tüp

akımı (mA) ve maruz kalma süresi (sn) ile doğru, pitch değeri ile ters orantı gösterir.

Yüksek radyasyon dozu, bilgisayarlı tomografi görüntülerinde ve diğer dijital görüntüleme tekniklerinde, konvansiyonel görüntüleme tekniklerinde olduğu gibi filmlerin görüntü kalitesini düşürmez aksine görüntü kalitesini artırır.

3.4.2.1 Tüp voltajı (kVp)

X-ışın tüpüne uygulanan yüksek voltajı ifade eder. Görüntü kalitesi ve doza etki eden faktörlerin başında gelmektedir. X-ışın demetinin giriciliği bu parametreye bağlı olarak değişir. kVp arttıkça demet daha enerjik bir hal alacağı için giricilik ve doz artar. Doza olan etkisi eksponansiyel (üstel) şekilde değişiklik göstermektedir [15].

3.4.2.2 Akım-gantri dönüş süresi (mAs)

Tüpün bir dönüşü boyunca üretilen x – ışınlarının sayısını belirler ve tüp akımı ile gantri dönüş süresinin çarpımı ($\text{mA} \times \text{s}$) olarak bilinir. Konvansiyonel radyografide olduğu gibi mAs ile doz arasında lineer bir ilişki vardır. Yaklaşık olarak her 4 cm yumuşak dokuda x- ışın yoğunluğu yarıya düşer. Yani gövde çapında 4 cm'lik bir artışa karşılık görüntü kalitesinde kayıp olmaması için mAs 2 katına çıkarılmalıdır [16].

3.4.2.3 Pitch

Pitch, gantrinin 360° 'lik hareketi boyunca, yatağın hareket mesafesinin seçilen toplam kolimasyona oranıdır. Bilgisayarlı tomografi sistemlerinde iki türlü tarama seçeneği mevcuttur. Bunlar aksiyal ve helikal taramalardır. Aksiyal taramada pitch faktörü 1 iken, helikal taramada bu değer taranacak bölgeye ya da hastaya göre değişiklik gösterebilir. Pitch faktörü radyasyon dozu ile ters orantılı olarak değişir. Çünkü pitch faktörünün iki katlık artışı taranacak bölgeyi iki kat kadar azaltır. Bu da o oranda dozun azalmasına neden olmaktadır [17].

3.4.3 Bilgisayarlı tomografide doz azaltma

Klinik endikasyona, hasta yaşına, vücut büyüklüğüne ve incelenen alana göre radyasyon dozunu azaltmak ve en uygun tomografi çekimi yapmak için uygun protokoller seçilmelidir. Bu nedenle birçok firma, hasta dozlarını azaltmak ve doz yönetimini sağlamak için yeni metodlar geliştirmektedir.

3.4.3.1 SAFİRE: Sinogram Onaylı Yinelemeli Yeniden Yapılandırma

Sinogram onaylı yinelemeli yeniden yapılandırılma (SAFIRE), 2010 yılında Siemens Healthcare tarafından yayınlanan ikinci nesil bir IR algoritmasıdır. Bu sistemde, hem ham veri hem de görüntü verisi iterasyonlarını kullanan ve kontrolün düzenlenmesi için gerekli olan beş güç seviyesine sahip bir IR tekniği kullanılmıştır. İterative rekonstrüksiyon , bilgisayarlı tomografide yer alan parametrelerden biridir [18].

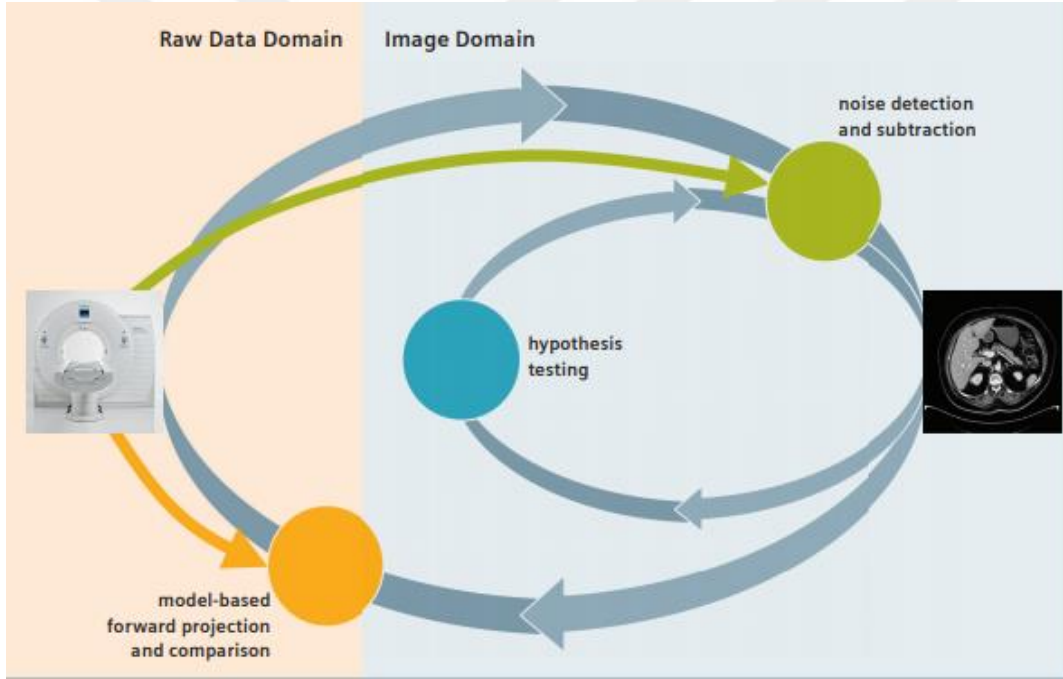
İyileştirmeyi Sinyal/gürültü oranında yapan bu yöntem daha düşük radyasyon dozunda daha iyi görüntü kalitesi sağlar. Bu yazılım ile rezolüsyon kaybını yaşamadan düşük dozlar ile en iyi görüntüleme esas alınmıştır.

Geleneksel IR'ye benzer şekilde SAFIRE, ağırlıklı bir FBP kullanarak bir başlangıç rekonstrüksiyonu gerçekleştirir, daha sonra yeniden yapılandırma işlemine iki farklı düzeltme döngüsü sokulur. Birinci döngüde, yeni sentetik ham veriler (bir ileri projeksiyondan), daha sonra bir düzeltme görüntüsünü yeniden oluşturmak için kullanılan düzeltme projeksiyonlarını türetmek için orijinal ham verilerle karşılaştırılır. Saptanan sapmalar tekrar ağırlıklı FBP kullanılarak yeniden yapılandırılır ve döngü, tarama moduna bağlı olarak birkaç kez tekrarlanır (Şekil 3.9). İkinci düzeltme döngüsü, görüntüdeki gürültünün, görüntüden istatistiksel bir optimizasyon işlemi ile çıkarıldığı görüntü alanında gerçekleşir. Gürültü lokal olarak tahmin edilebilir ve her bir yineleme sırasında, her bir görüntü pikselindeki farklı yönlerdeki görüntü gürültüsünün varyansını tahmin eden ve buna karşılık uzay-varyantı düzenlenmesi işlevini ayarlayan dinamik bir ham veri tabanı gürültü modeli kullanılarak çıkarılabilir. Gürültü azaltma neredeyse sadece görüntü alanında meydana gelir ve böylece ham veri alanına geri dönme gereksinimini azaltır. Düzeltile görüntü, orijinal ile karşılaştırılır ve işlem, inceleme türüne bağlı olarak birkaç kez tekrarlanır [18].

Bazı araştırmacılar düşük doz BT görüntülerinde gürültüyü azaltmak ve tanınabilirliklerini arttırmak için DICOM görüntü tabanlı veya projeksiyon alanı tabanlı gürültü azaltma filtrelerini kullanmışlardır [19]. Son zamanlarda, BT satıcıları daha düşük radyasyon dozlarında elde edilen görüntülerin kalitesini iyileştirmek için alternatif tekrarlı yeniden yapılandırma yaklaşımları hazırlamıştır. Gürültü azaltma filtreleri gibi, bu teknikler görüntüleri yeniden

oluşturmak için görüntü veya projeksiyon alanına da uygulanabilir. Hesaplama ve rekonstrüksiyon süresini azaltmak ve aynı zamanda Filtrelenmiş Geri Projeksiyon (FBP) görüntülerinin genel görünümünü korumak için, şu anda kullanılan yinelemeli yeniden yapılandırma teknikleri iteratif ve FBP rekonstrüksiyon süreçlerini birleştirerek görüntüler üretir [20].

SAFIRE destekli görüntü rekonstrüksiyonları standart BT protokolü ile karşılaştırıldığında düşük dozlu toraks tomografisindeki lezyon belirsizliğinde tanı güveni ve %65 doz azaltımı sağlamıştır. Pikselli görünümüne rağmen bazı BT görüntülerinin yeniden yapılandırılması düşük dozda FBP görüntüleri ile SAFIRE karşılaştırıldığında görüntüler % 31-59 daha düşük gürültü ve daha iyi tanı güveni vermiştir [21].



Şekil 3.9: SAFIRE çalışma prensibi [22]

4. MATERYAL VE YÖNTEM

4.1 Materyal

Tez çalışmasında BT cihazı (SOMATOM Definition Flash, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany) ve dijital röntgen cihazı (Ysio, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany) kullanılmıştır. Flash BT cihazı 256 dedektör ve çok hızlı çekim yapabilme (1 saniyenin altında) özelliği ile öne çıkmaktadır. Son teknolojik sistemlerle donatılan bu cihazda birçok yazılım kullanılmaktadır. Nefesini tutmakta zorlanan hastalar, çekim anında hareketsiz durması zor olan çocuk hastalar ya da yoğun bakım hastaları için bilgisayarlı tomografi çekimini kolaylaştıran bir cihazdır. Bu cihaz, hem 0,6 sn gibi çok kısa bir sürede nefes tutmasına gerek kalmadan en detaylı sonuçları elde ediyor, hem de vücuda verilen radyasyon dozunu şimdiye kadar görülmemiş şekilde azaltıyor. Bu tomografi cihazı, 1 mSv altındaki bir doz ile kalp incelemelerinde en küçük anatomik detayları bile görüntüleyebiliyor. Boyu yaklaşık 2 metre olan bir hastayı sadece 4 saniyede tarayabilen, bugüne kadar kullanılan cihazlarda hastanın çekime hazırlanmasından teşhise kadar geçen süre 10 dakikayı bulurken SOMATOM Definition Flash ile bu işlem sadece birkaç dakika içerisinde tamamlanabilmektedir. Tomografi cihazının hızı özellikle acil durumlarda teşhis konulmasında büyük avantaj sağlar. Acil durumlarda zaman baskısı nedeniyle eski cihazlarla yapılamayan bilgisayarlı tomografi çekimi, yüksek hızlı SOMATOM Definition Flash ile çekimi zor hastalar için bile mümkün oluyor [37]. Ysio röntgen cihazı, uzun bacak ve omurga çekebilme özelliğide olan maksimum dedektör büyüklüğü 43cmX43cm'e ulaşan son teknoloji ile donatılmıştır. Ysio'nun dijital radyografi sisteminin sunduğu avantajlar; 6 aksla, benzersiz, eşzamanlı FAST hareketi; MaxTouch ile hafif dokunuşlarla maksimum konfor; DiamodView Plus ile geliştirilmiş, etkileyici görüntülerdir.

Diğer avantajlar ise aşağıdaki şekilde sıralanabilir:

- Akıllı otomasyon ile daha hızlı çalışma olanağı sağlar
- Parmak uçlarınızda konfor: İhtiyacınız olan noktada tam kontrol
- Mükemmel görüntüler: daha fazla diagnostik güven
- Yatırım güvencesi [38]

Çalışma için etik kuruldan onay alınmıştır ve Ek'te yer almaktadır.

4.1.1 Radyolojide paranasal sinüsün tanı yöntemleri

Burun boşluklarının etrafındaki kemik yapıların içinde yer alan ve burun boşluklarına açılan kemik boşluklara paranasal sinüs denir. Bunlar frontal, maksiller, ethmoid ve sfenoid sinüslerdir. Sinüsleri görüntülemek için Water's grafisi veya paranasal sinüs tomografileri kullanılır.

4.1.1.1 Water's grafi hakkında genel bilgiler

Maksiller sinüsler ve komşu yapıları görüntülemek için çekilir. Hasta ayakta burun kasete yaklaştırılır ve çene kasete konularak çekim yapılır. Röntgen tüpü hastanın arkasında yer alır. Tekniker tarafından hastaya nefes tutturulur ve şutlama yapılır (Şekil 4.1). Eğer hastanın çekimi ağzı açık bir şekilde yapılırsa sfenoid sinüs görüntülenebilir. Sinüslerin hastalıklarında güvenilir bir görüntüleme yöntemi olup olmadığı tartışılmaktadır.



Şekil 4.1: Water's grafi pozisyonu

4.1.1.2 Paranasal sinüs tomografisi hakkında genel bilgiler

Yüz bölgesindeki sinüslerin daha ayrıntılı incelenmesini sağlayan yöntemdir. Rutin grafilerin farklı yorumlara açık olmaları, maksiler sinüsler dışındaki sinüslerin ve osteomeatal komplekslerin değerlendirilmesinde yetersiz kalmaları tomografi çekimlerini önemli kılmaktadır. [23]

Paranasal sinüs tomografisi çekilen durumlar şunlardır :

- Doğuştan gelen anomaliler (deviasyon, darlık vs.)
- Sinüziti olan hastalar, belirtiler ; baş ağrısı, geniz akıntısı, tıkanıklık, kulakta ağrı vs.
- Ameliyat öncesi anatomik değerlendirme
- Burun çevresi tümörlerinin değerlendirilmesi

Paranasal sinüs tomografisi çekilirken hasta sırtüstü yatırılır. İnceleme yapılacak alan seçilir ve çekim caudocranial (ayakta başa doğru) taranır. Çekilen görüntüler 3 boyutlu olarak incelenir. 10 dakika içinde işlem sonlandırılır.

4.2 Yöntem

Her iki cihazda çekilmiş, PACS sistemine gönderilen görüntüler kullanılmıştır. 10 farklı hastanın çekilmiş paranasal sinüs BT görüntülerinin koronal, sagittal ve aksiyel planda rekonlar incelenmiştir. Safire yazılımı kullanılan ve kullanılmayan görüntülerin çözünürlüklerinin karşılaştırıldığı, gürültü miktarında ki değişimlerin değerlendirildiği bir çalışma olmuştur. Paranasal sinüs tomografileri ile Water's grafilerinin doz miktarları karşılaştırılmıştır.

4.2.1 PACS (Görüntü Arşivleme ve İletişim Sistemi) hakkında genel bilgiler

Tanı ve tedavi amaçlı kullanılan görüntüler, hastaların sağlığını etkileyecek kararların alınmasını sağladığı gibi hasta mahremiyeti açısından da raporların saklanması son derece önemlidir. Bu hassas verileri yetkisiz kullanıcılardan korumak ve yapılan işlemleri saklamak gerekmektedir.

PACS, dijital medikal imajların görüntülenmesi, işlenmesi okunması, raporlanması, iletişiminin sağlanması, dağıtılması, saklanması ve arşivlenmesi için geliştirilmiş bir görüntü arşivleme ve iletişim sistemidir. Tanı ve tedavi planlamasında hekimlere yardımcı olur. Ayrıca DICOM yapılandırılmış raporlarının arşivlenmesine de yardımcı olur. İleri derece gelişmiş bir kullanıcı arayüzü olması imaj işlerken avantaj sağlar [24].

PACS üzerinde hastalara ait protokol numaralarının yazıldığı alanlar mevcuttur (Şekil 4.2). Her hastanın protokol numarası farklı olduğundan sistemde herhangi bir karışıklık olması söz konusu değildir. Erişim çubuğunda kullanıcıya özel filtreler bulunur. Radyolojik görüntüleri görüntülemek ve işlemek için kullanıcı arayüzünden gerekli filtrelemeler yapılır. Eşleşmeyen veriler girildiğinde görüntüler açılmadığından yanlış raporlama gerçekleşmez.



Şekil 4.2: PACS kullanıcı ara yüzü

5. ARAŞTIRMA BULGULARI

Şekil 5.1’de SAFIRE kullanılarak paranasal sinüs tomografisi çekilen hastanın aksiyel planda alınmış görüntüsü üzerinden ROI alınarak (Alan= 0.25cm^2) gürültü miktarı belirlenmiştir. Aynı işlemler Şekil 5.2’deki SAFIRE kullanılmadan alınmış olan aksiyel kesit içinde yapılmış ve alınan değerler Çizelge 5.1’de gösterilmiştir. Bu işlemler 10 farklı hasta için yapılmış ve hava içindeki gürültü değişim miktarlarını göstermektedir.

Şekil 5.4’de SAFIRE kullanılarak paranasal sinüs tomografisi çekilen hastanın aksiyel planda alınmış görüntüsü üzerinden ROI alınarak (Alan= 0.23cm^2) gürültü miktarı belirlenmiştir. Aynı işlemler Şekil 5.5’deki SAFIRE kullanılmadan alınmış olan aksiyel kesit içinde yapılmış ve alınan değerler Çizelge 5.2’de gösterilmiştir. Bu işlemler 10 farklı hasta için yapılmış ve kemik içindeki gürültü değişim miktarlarını göstermektedir.

Şekil 5.7’de SAFIRE kullanılarak paranasal sinüs tomografisi çekilen hastanın aksiyel planda alınmış görüntüsü üzerinden ROI alınarak (Alan = 0.20cm^2) gürültü miktarı belirlenmiştir. Aynı işlemler Şekil 5.8’deki SAFIRE kullanılmadan alınmış olan aksiyel kesit içinde yapılmış ve alınan değerler Çizelge 5.3’de gösterilmiştir. Bu işlemler 10 farklı hasta için yapılmış ve konka içindeki gürültü değişim miktarlarını göstermektedir.

Şekil 5.10 ‘da paranasal sinüs için alınmış midsagittal kesit kemik pencere görüntüleri gösterilmiştir. SAFIRE kullanılmadan ve SAFIRE kullanılarak elde edilmiş görüntülerin gürültü miktarları arasındaki fark gösterilmiştir. Bu fark iteratif rekonstrüksiyonun önemini göstermektedir.

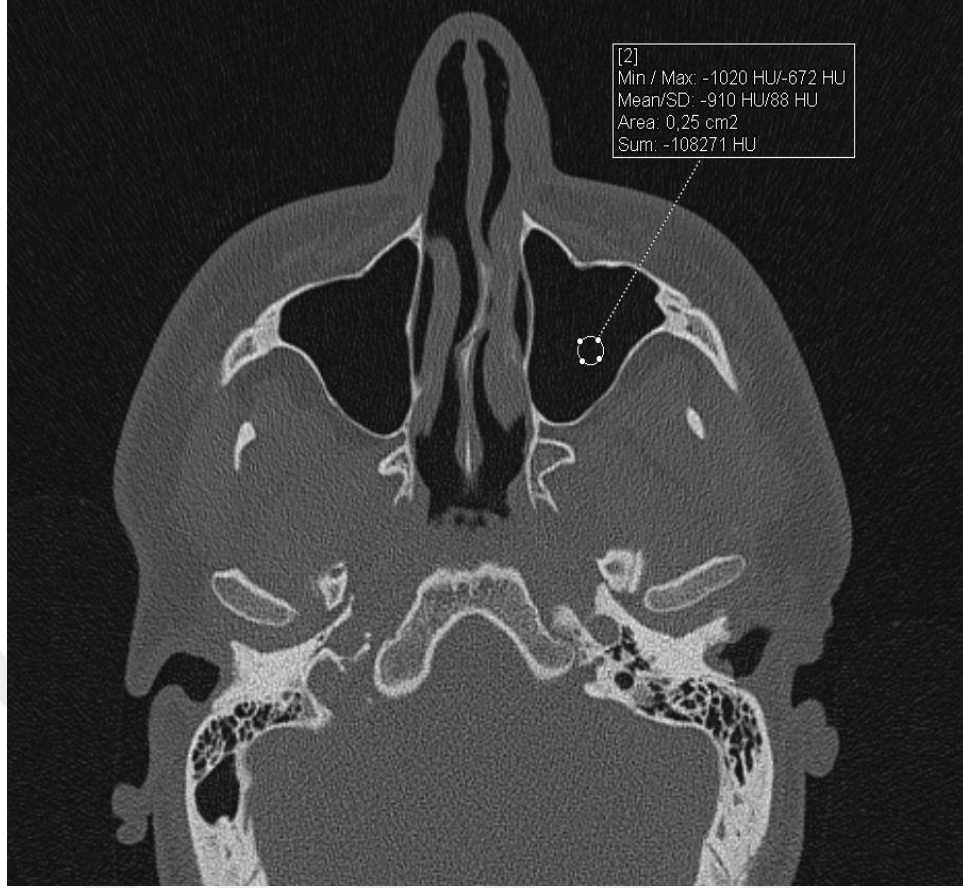


Şekil.5.1: Mid-maksiller bölgeden geçen aksial kesit kemik pencere görüntü. Maksiller sinüs santralindeki hava'nın seçildiği ROI (region of interest)'deki gürültü miktarı, 'SAFIRE' kullanarak elde edilmiş bu imajda ölçülmüştür.

Maksiller sinüs içindeki gürültü miktarı 57 HU bulunmuştur. Bu görüntüde aksiyel planda anatomik varyasyonlara bakılmış ve SAFIRE kullanılmıştır.

Hava içinden 0,25 cm²'lik bir alandan alınan region of interest (ROI)'in HU referans değerleri Min/Max = -1024 HU/-800 HU, Mean/SD = -942 HU/57 HU

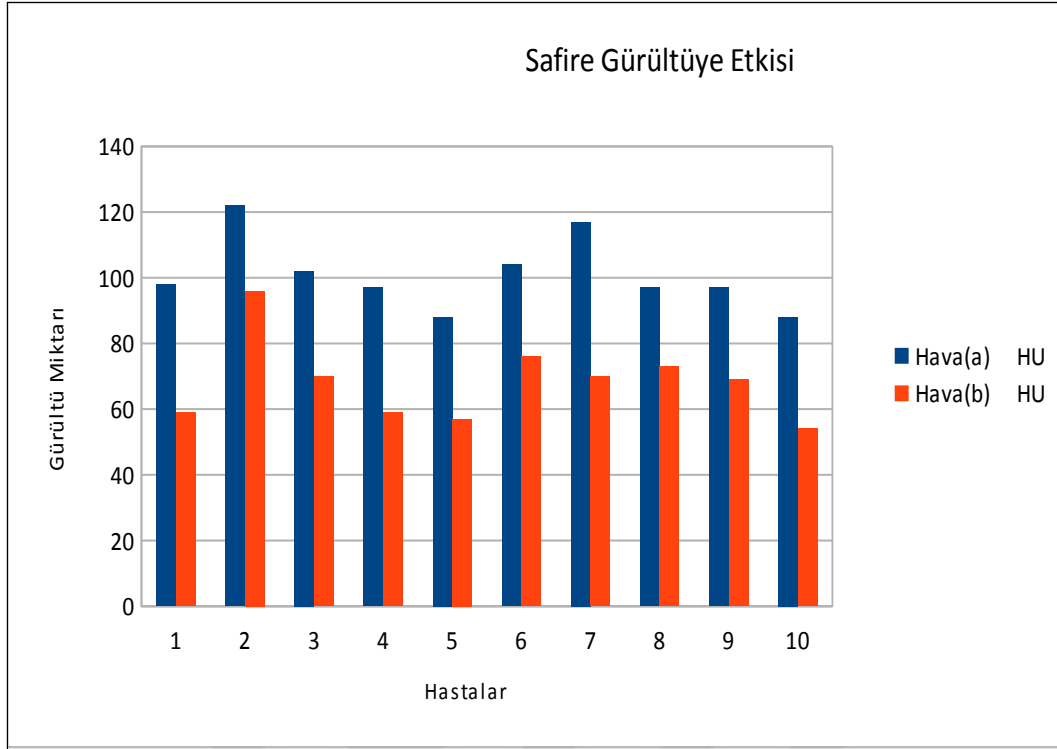
Mean, ortalama HU değerini; SD, gürültü miktarını; Min/Max, ROI içinde ki minimumun ve maksimum HU değerlerini temsil etmektedir.



Şekil.5.2: Mid-maksiller bölgeden geçen aksial kesit kemik pencere görüntü. Maksiller sinüs santralindeki hava'nın seçildiği ROI(region of interest)'deki gürültü miktarı, 'SAFIRE' kullanılmadan elde edilmiş bu imajda ölçülmüştür.

Maksiller sinüs içindeki gürültü miktarı 88 HU bulunmuştur. Bu görüntüde aksiyel planda anatomik varyasyonlara bakılmış ve SAFIRE kullanılmamıştır.

Hava içinden 0,25 cm²'lik bir alandan alınan region of interest (ROI)'in HU referans değerleri Min/Max = -1020 HU/-672 HU, Mean/SD = -910 HU/88 HU



Şekil 5.3: a) Paranasal sinus tomografisinde hava içindeki gürültü miktarının SAFIRE yazılımının kullanılmadığı farklı hastalardaki değişimi b) Paranasal sinus tomografisinde hava içindeki gürültü miktarının SAFIRE yazılımının kullanıldığı farklı hastalardaki değişimi

Çizelge 5.1: Havada bulunan gürültü miktarlarındaki değişim oranlar

No	Hava(a) HU	Hava(b) HU	Değişim Oranı (%)
1	98	59	39,80
2	122	96	21,31
3	102	70	31,37
4	97	59	39,18
5	88	57	35,23
6	104	76	26,92
7	117	70	40,17
8	97	73	24,74
9	97	69	28,87
10	88	54	38,64



Şekil 5.4: Mid-maksiller bölgeden geçen aksial kesit kemik pencere görüntü. Sol zigomatikomaksiller bileşkede kemik dokunun seçildiği ROI (region of interest)'deki gürültü miktarı, 'SAFIRE' kullanılarak elde edilmiş bu imajda ölçülmüştür.

Maksiller sinüs içindeki gürültü miktarı 630 HU bulunmuştur. Bu görüntüde aksiyel planda anatomik varyasyonlara bakılmış ve SAFIRE kullanılmıştır.

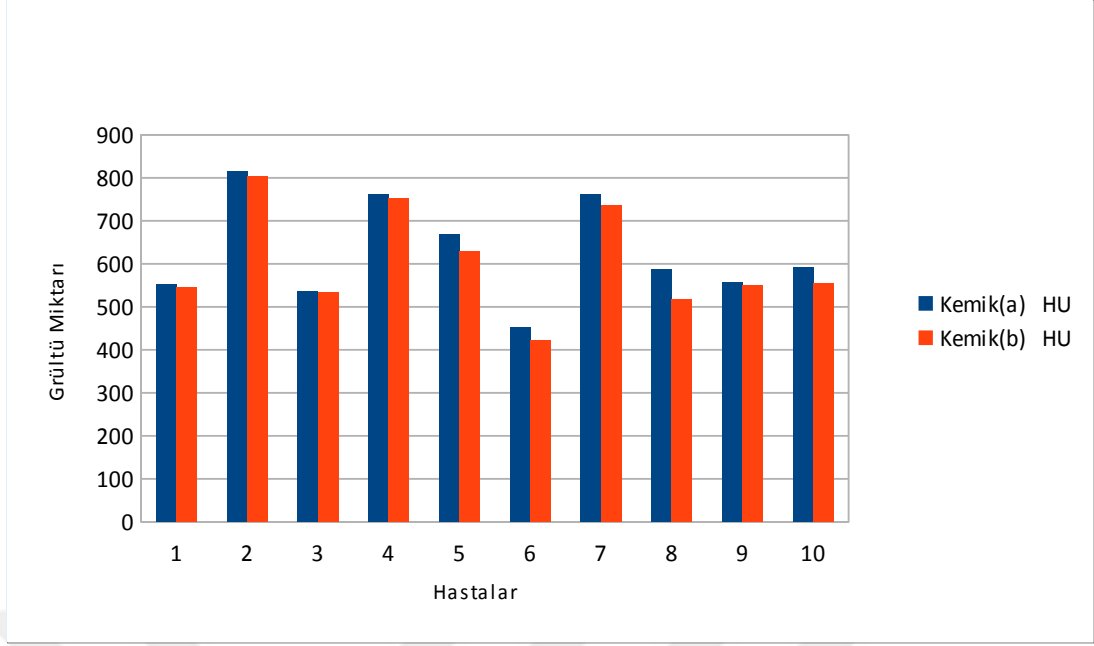
Kemik içinden 0,23 cm²'lik bir alandan alınan region of interest (ROI)'in HU referans değerleri Min/Max = -513 HU/2228 HU, Mean/SD = 873 HU/630 HU



Şekil 5.5: Mid-maksiller bölgeden geçen aksial kesit kemik pencere görüntü. Sol zigomatikomaksiller bileşkede kemik dokunun seçildiği ROI (region of interest)'deki gürültü miktarı, 'SAFIRE' kullanılmadan elde edilmiş bu imajda ölçülmüştür.

Maksiller sinüs içindeki gürültü miktarı 669 HU bulunmuştur. Bu görüntüde aksiyel planda anatomik varyasyonlara bakılmış ve SAFIRE kullanılmamıştır.

Kemik içinden 0,23 cm²'lik bir alandan alınan region of interest (ROI)'in HU referans değerleri Min/Max = -667 HU/2318 HU, Mean/SD = 8402 HU/669 HU



Şekil 5.6: a) Paranasal sinus tomografisinde kemik içindeki gürültü miktarının SAFİRE yazılımının kullanılmadığı farklı hastalardaki değişimi b) Paranasal sinus tomografisinde kemik içindeki gürültü miktarının SAFİRE yazılımının kullanıldığı farklı hastalardaki değişimi

Çizelge 5.2: Kemik yapılar da bulunan gürültü miktarlarındaki değişim oranları

No	Kemik(a) HU	Kemik(b) HU	Değişim Oranı (%)
1	552	545	1,27
2	815	803	1,47
3	537	533	0,74
4	761	753	1,05
5	669	630	5,83
6	451	422	6,43
7	762	735	3,54
8	586	518	11,60
9	556	551	0,90
10	593	555	6,41



Şekil 5.7: Mid-maksiller bölgeden geçen aksial kesit kemik pencere görüntü. Sol alt konka posterior konturunda, yumuşak dokunun dokunun seçildiği ROI (region of interest)'deki gürültü miktarı, 'SAFIRE' kullanılarak elde edilmiş bu imajda ölçülmüştür.

Maksiller sinüs içindeki gürültü miktarı 105 HU bulunmuştur. Bu görüntüde aksiyel planda anatomik varyasyonlara bakılmış ve SAFIRE kullanılmıştır.

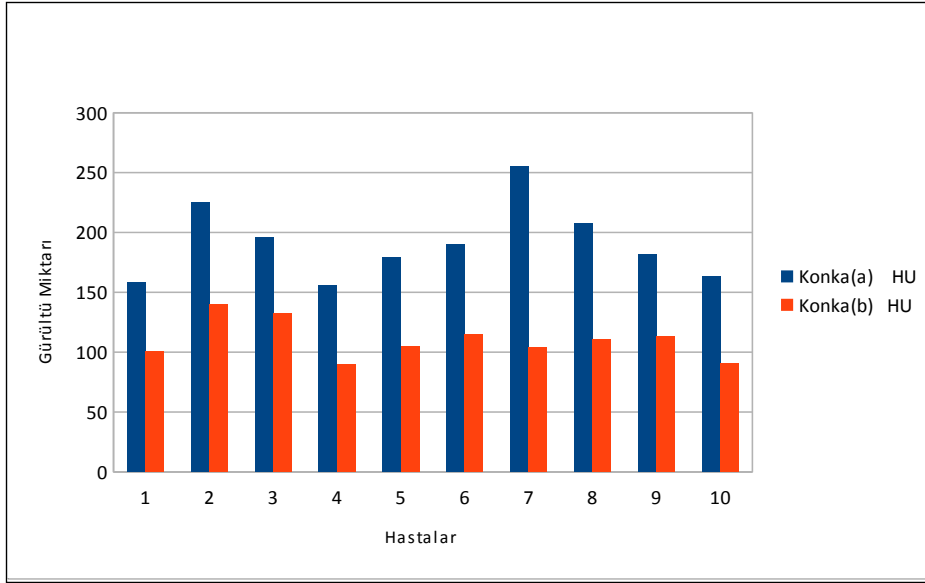
Konka içinden 0,20 cm²'lik bir alandan alınan region of interest (ROI)'in HU referans değerleri Min/Max = -218 HU/519 HU, Mean/SD = 36 HU/105 HU



Şekil 5.8: Mid-maksiller bölgeden geçen aksial kesit kemik pencere görüntü. Sol alt konka posterior konturunda, yumuşak dokunun dokunun seçildiği ROI (region of interest)'deki gürültü miktarı, 'SAFIRE' kullanılmadan elde edilmiş bu imajda ölçülmüştür.

Maksiller sinüs içindeki gürültü miktarı 179 HU bulunmuştur. Bu görüntüde aksiyel planda anatomik varyasyonlara bakılmış ve SAFIRE kullanılmamıştır.

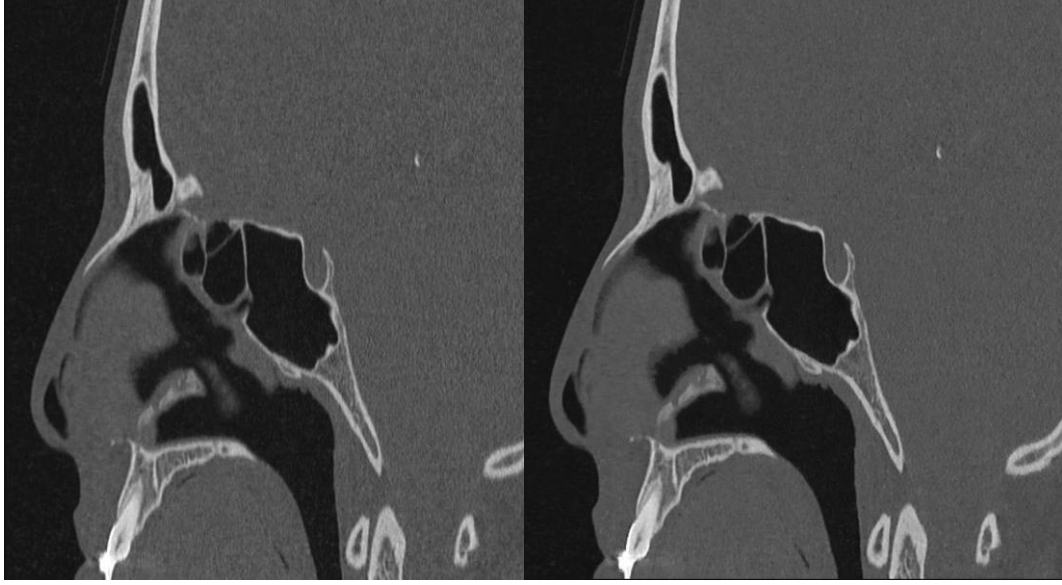
Konka içinden 0,20 cm²'lik bir alandan alınan region of interest (ROI)'in HU referans değerleri Min/Max = -376 HU/634 HU, Mean/SD = 40 HU/179 HU



Şekil 5.9: a) Paranasal sinus tomografisinde konka içindeki gürültü miktarının SAFIRE yazılımının kullanılmadığı farklı hastalardaki değişimi b) Paranasal sinus tomografisinde konka içindeki gürültü miktarının SAFIRE yazılımının kullanıldığı farklı hastalardaki değişimi

Çizelge 5.3: Konka içinde bulunan gürültü miktarlarındaki değişim oranları

No	Konka(a) HU	Konka(b) HU	Değişim Oranı (%)
1	158	101	36,08
2	225	140	37,78
3	196	132	32,65
4	156	90	42,31
5	179	105	41,34
6	190	115	39,47
7	255	104	59,22
8	208	111	46,63
9	182	113	37,91
10	163	91	44,17



Şekil 5.10: Paranasal sinüs için alınmış midsagittal kesit kemik pencere görüntüleri. SAFİRE kullanılmadan (sol) ve SAFIRE kullanılarak (sağ) elde edilmiş görüntüler



Şekil 5.11: Water's grafi

Water's grafiyi çekerken konvansiyonel bir görüntü alınır. Ortalama 75 kV ve 18mAs değerleri kullanılan hastaların PACS sisteminde yer alan görüntüleri kullanılmıştır. Frontal, ethmoid ve maksillar sinuslerin görüntülenmesini amaçlayan 2 boyutlu radyolojik işlemdir. Etkin doz 0,14 mSv'dir.

Bilgisayarlı tomografide paranasal sinüs görüntülemesinde gelen hastaların almış oldukları radyasyon miktarları ölçülerek tabloda gösterilmiştir (Çizelge 5.4.)

Çizelge 5.4: Farklı hastaların Paranasal Sinüs Tomografilerinin doz değerleri

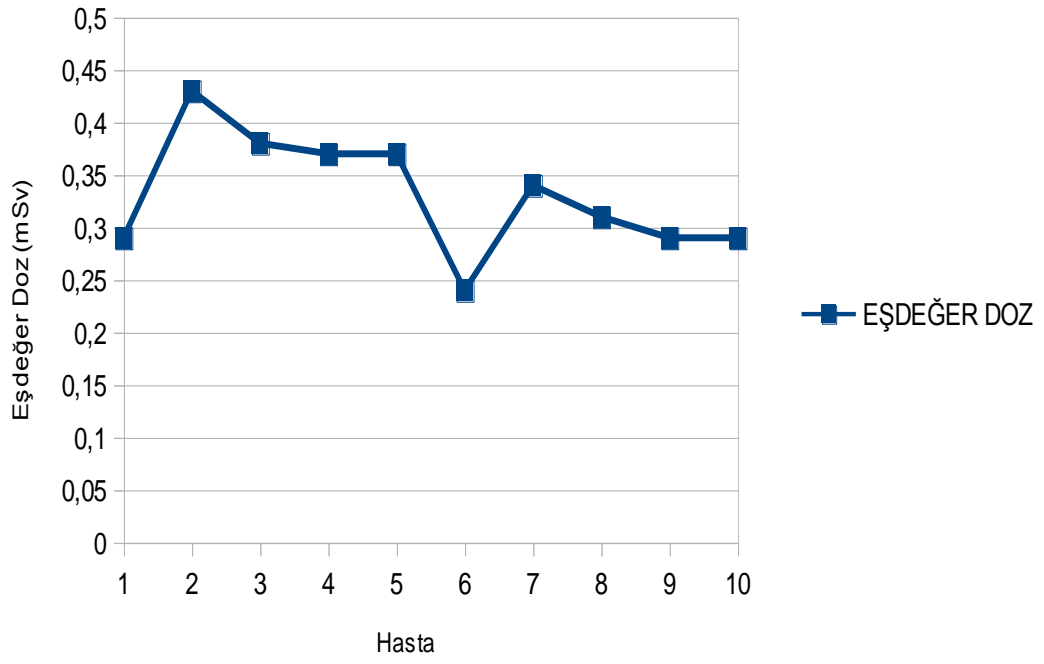
HASTA	KV	mAs/ref.	CTDIvol*(mGy)	DLP(mGycm)
1	100	120/147	10.59 S	141.0
2	100	147/147	12.95 S	207.3
3	100	140/147	12.38 S	183.9
4	100	145/147	12.80 S	180.4
5	100	133/147	11.77 S	180.2
6	100	113/147	10.00 S	115.9
7	100	133/147	11.77 S	165.9
8	100	133/147	11.77 S	149.3
9	100	115/147	10.15 S	141.9
10	100	118/147	10.45 S	140.3

Çizelge 5.5: DLP-Etkin Doz Dönüşüm Oranı [mSv / (mGy ·cm)] [25]

Anatomik bölge	0 yaş	1 yaş	5 yaş	10 yaş	yetişkin
Baş ve boyun	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Baş	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Boyun	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Göğüs	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen ve pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Gövde	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

Paranasal sinüs baş bölgesinde olduğundan ve tüm hastalar yetişkin olduğundan konversiyon faktörü (k) 0,0021 olarak seçilir (Çizelge 5.5.). Böylece etkin dozu bulmak için DLP değerleri (Çizelge 5.4.) k faktörü ile çarpılır. Hastaların almış olduğu eşdeğer doz miktarları Şekil 5.11’de gösterilmiştir.

$$E\text{fektif doz} = DLP \times k \quad (5.1)$$



Şekil 5.12: Hastaların almış olduğu eşdeğer doz miktarları



6. İSTATİSTİKSEL ÇALIŞMA

Analiz 1 : The paired t test (Kemik için)

Örneklemlerin bağımlı olduğu durumlarda (aynı örneklem üzerinde yapılan iki farklı ölçüm) bağımlı / eşleştirilmiş örneklem t-testi (dependent / paired sample t-test) kullanılır.

D: Difference

$$\mu_D = \mu_1 - \mu_2 \quad (6.1)$$

Burada μ_1 , kemik için SAFİRE kullanılmadan bulunan ortalama değer, μ_2 , SAFİRE kullanıldıktan sonra bulunan ortalama değer

Çift Kuyruklu Bağımlı Örneklem t-testi

$$H_0 : \mu_D = 0 \quad (6.2)$$

$$H_a : \mu_D \neq 0 \quad (6.3)$$

$H_0 : \mu_D = 0$ Sıfır Hipotezi, kemik tomografisini çekerken gürültüyü azaltmak için SAFİRE kullanılan örneklerle SAFİRE kullanılmayan örnekler arasında anlamlı bir fark olmadığını söyler. Burada H_0 , sıfır hipotezini temsil etmektedir.

$H_a : \mu_D \neq 0$ Alternatif Hipotez ise tam tersini yani kemik tomografisini çekerken gürültüyü azaltmak için SAFİRE kullanılan örneklerle SAFİRE kullanılmayan örnekler arasında anlamlı bir fark olduğunu söyler. Burada H_a , alternatif hipotezi temsil etmektedir. Kemik için veri seti Çizelge 6.1'de, minitab sonuçları Çizelge 6.2'de verilmiştir.

Çizelge 6.1: Kemik için gürültü miktarını veren sonuçlar

No	Kemik(a) HU	Kemik(b) HU
1	552	545
2	815	803
3	537	533
4	761	753
5	669	630
6	451	422
7	762	735
8	586	518
9	556	551
10	593	555

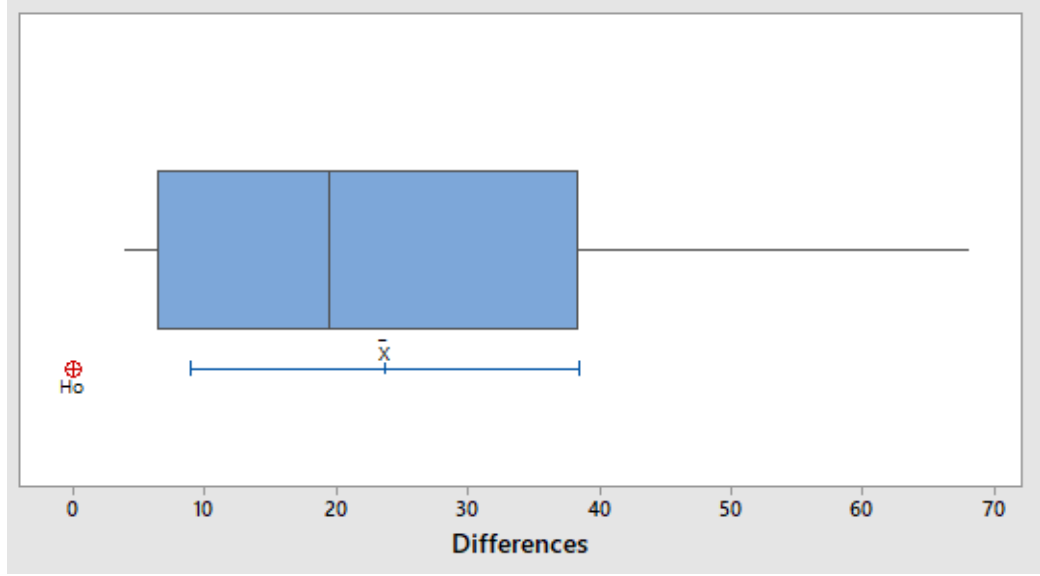
Çizelge 6.2: Minitab Sonuçları

	Örneklem Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata
Kemik(a) HU	10	628,2	118,3	37,4
Kemik(b) HU	10	604,5	122,0	38,6
Difference	10	23,70	20,66	6,53

Sonuç: t-value = 3,63 ve p-value = 0,006.

$t_{\alpha, n-1} = t_{0,05,9} = 2,262$ bu değer t dağılım tablosundan okuduğumuz değerdir. Hipotez testi sonucunda bulunan t-değeri 3,63 elde edilmiştir ve bu değer tabloda okunan değerden (2,262) daha büyük olduğu için sıfır hipotezi reddedilir.

Bir diğer çıkarım ise p değerine bakılarak yapılabilir. P-değeri sıfır hipotezimiz yanlışken sıfır hipotezini reddederek alacağımız risk miktarını gösterir. %95 güven aralığıyla çalıştığımız için önem derecesi %5'tir. Analizimizde P değeri %0,6 bulunmuştur ve bu değer önem derecesinden küçük olduğu için hipotez reddedilir. Sonuç olarak, kemik tomografisini çekerken gürültüyü azaltmak için SAFIRE kullanılan örneklerle SAFIRE kullanılmayan örnekler arasında anlamlı bir fark olduğu söylenebilir. Kemik için kutu diyagramı Şekil 6.1'de gösterilmiştir.



Şekil 6.1: Kemik için Kutu diyagramı

Analiz 2 : The paired t test (Hava için)

Örneklemlerin bağımlı olduğu durumlarda (aynı örneklem üzerinde yapılan iki farklı ölçüm) bağımlı / eşleştirilmiş örneklem t-testi (dependent / paired sample t-test) kullanılır.

D: Difference

$$\mu_D = \mu_1 - \mu_2 \quad (6.4)$$

Burada μ_1 , kemik içindeki hava için SAFİRE kullanılmadan bulunan ortalama değer, μ_2 , SAFİRE kullanıldıktan sonra bulunan ortalama değer

Çift Kuyruklu Bağımlı Örneklem t-testi

$$H_0 : \mu_D = 0 \quad (6.5)$$

$$H_a : \mu_D \neq 0 \quad (6.6)$$

Sıfır Hipotezi, kemik içindeki havanın tomografisini çekerken gürültüyü azaltmak için SAFİRE kullanılan örneklerle SAFİRE kullanılmayan örnekler arasında anlamlı bir fark olmadığını söyler.

Alternatif Hipotez ise tam tersini yani kemik içindeki havanın tomografisini çekerken gürültüyü azaltmak için SAFİRE kullanılan örneklerle SAFİRE kullanılmayan örnekler arasında anlamlı bir fark olduğunu söyler. Kemik içindeki hava için veri seti Çizelge 6.3'de, minitab sonuçları 6.4'de verilmiştir.

Çizelge 6.3: Hava için gürültü mitarını veren sonuçlar

No	Hava(a) HU	Hava(b) HU
1	98	59
2	122	96
3	102	70
4	97	59
5	88	57
6	104	76
7	117	70
8	97	73
9	97	69
10	88	54

Çizelge 6.4: Minitab Sonuçları

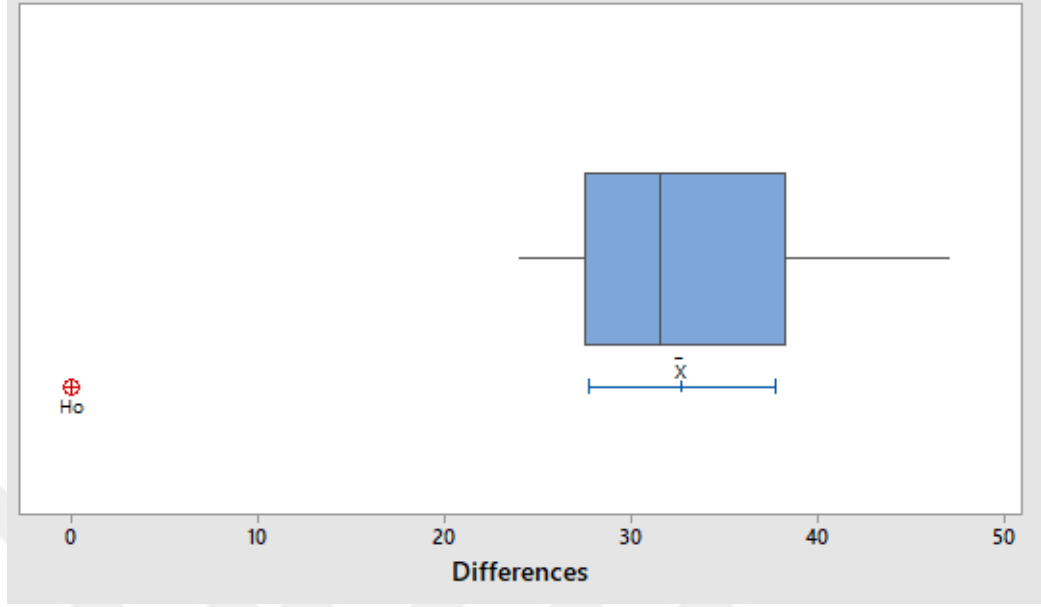
	Örneklem Sayısı	Ortalama(mean)	Standart Sapma	Standart Hata
Hava(a) HU	10	101,0	11,07	3,50
Hava(b) HU	10	68,30	12,29	3,89
Difference	10	32,70	7,01	2,22

Sonuç: t-value = 14,75 ve p-value = 0,000.

$t_{\alpha, n-1} = t_{0,05,9} = 2,262$ bu değer t dağılım tablosundan okuduğumuz değerdir. Hipotez testi sonucunda bulunan t-değeri 14,75 elde edilmiştir ve tabloda okunan değerden (2,262) daha büyük olduğu için sıfır hipotezi reddedilir. Bir önceki analizde t değeri daha küçük çıkmıştı (t-value = 3,63) ancak bu analizde t değerinde anlamlı bir artış var ve aynı zamanda p değeri de sıfıra düştü. Bu demektir ki SAFIRE kullanımı hava tomografisi açısından daha büyük bir fark yaratıyor.

Bir diğer çıkarım ise p değerine bakılarak yapılabilir. p-değeri sıfır hipotezimiz yanlışken sıfır hipotezini reddederek alacağımız risk miktarını gösterir. %95 güven aralığıyla çalıştığımız için önem derecesi %5'tir. Analizimizde P değeri %0 bulunmuştur ve bu değer önem derecesinden küçük olduğu için hipotez reddedilir. Sonuç olarak, hava tomografisini çekerken gürültüyü azaltmak için SAFIRE kullanılan örneklerle SAFIRE kullanılmayan örnekler arasında anlamlı

bir fark olduğu söylenebilir. Hava için kutu diyagramı Şekil 6.2' de gösterilmiştir.



Şekil 6.2: Hava için Kutu diyagramı

Analiz 3: The paired t test (Konka için)

Örneklemlerin bağımlı olduğu durumlarda (aynı örneklem üzerinde yapılan iki farklı ölçüm) bağımlı / eşleştirilmiş örneklem t-testi (dependent / paired sample t-test) kullanılır.

D: Difference

$$\mu_D = \mu_1 - \mu_2 \quad (6.7)$$

Burada μ_1 , konka için SAFİRE kullanılmadan bulunan ortalama değer, μ_2 , SAFİRE kullanıldıktan sonra bulunan ortalama değer

Çift Kuyruklu Bağımlı Örneklem t-testi

$$H_0: \mu_D = 0 \quad (6.8)$$

$$H_a: \mu_D \neq 0 \quad (6.9)$$

Sıfır Hipotezi, kemik içi konkanın tomografisini çekerken gürültüyü azaltmak için SAFİRE kullanılan örneklerle SAFİRE kullanılmayan örnekler arasında anlamlı bir fark olmadığını söyler.

Alternatif Hipotez ise tam tersini yani kemik içi konkanın tomografisini çekerken gürültüyü azaltmak için SAFİRE kullanılan örneklerle SAFİRE

kullanılmayan örnekler arasında anlamlı bir fark olduğunu söyler. Konka için veri seti Çizelge 6.5'te, minitab sonuçları Çizelge 6.6'da verilmiştir.

Çizelge 6.5: Konka için gürültü mitarını veren sonuçlar

No	Konka(a) HU	Konka(b) HU
1	158	101
2	225	140
3	196	132
4	156	90
5	179	105
6	190	115
7	255	104
8	208	111
9	182	113
10	163	91

Çizelge 6.6: Minitab Sonuçları

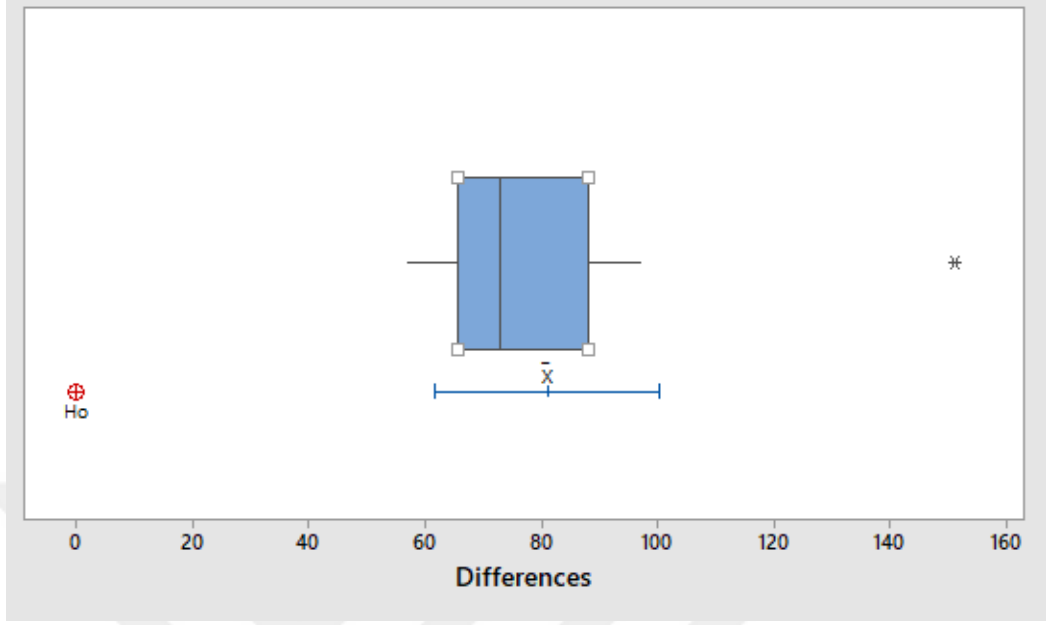
	Örneklem Sayısı	Ortalama(mean)	Standart Sapma	Standart Hata
Konka(a) HU	10	191,2	31,43	9,94
Konka(b) HU	10	110,20	16,06	5,08
Difference	10	81,00	27,02	8,55

Sonuç: t-value = 9,48 ve p-value = 0,000.

$t_{\alpha, n-1} = t_{0,05,9} = 2,262$ bu değer t dağılım tablosundan okuduğumuz değerdir. Hipotez testi sonucunda bulunan t-değeri 9,48 elde edilmiştir ve tabloda okunan değerden (2,262) daha büyük olduğu için sıfır hipotezi reddedilir. İlk analizde t değeri daha küçük çıkmıştı (t-value = 3,63) ancak bu analizde t değerinde anlamlı bir artış var ve aynı zamanda p değeri de sıfıra düştü. Bu demektir ki SAFIRE kullanımı konka tomografisi üzerine kemik tomografisine kıyasla daha büyük bir fark yaratıyor.

Bir diğer çıkarım ise p değerine bakılarak yapılabilir. p-değeri sıfır hipotezimiz yanlışken sıfır hipotezini reddederek alacağımız risk miktarını gösterir. %95 güven aralığıyla çalıştığımız için önem derecesi %5'tir. Analizimizde P değeri %0 bulunmuştur ve bu değer önem derecesinden küçük olduğu için hipotez reddedilir. Sonuç olarak, konka tomografisini çekerken gürültüyü azaltmak için SAFIRE kullanılan örneklerle SAFIRE kullanılmayan örnekler arasında anlamlı

bir fark olduğu söylenebilir. Konka için kutu diyagramı Şekil 6.3'te gösterilmiştir.



Şekil 6.3: Konka için Kutu diyagramı



7. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bilgisayarlı tomografi (BT) ile oluşan radyasyon maruziyeti, dünya çapında BT tetkiklerinin sayısı arttıkça önemli bir konu haline gelmiştir. BT ile ilişkili radyasyon dozları, diğer görüntüleme prosedürlerine kıyasla daha yüksektir. Ancak dozun fazla olmasıyla orantılı olarak anatomik detay da fazla olduğundan tomografi incelemeleri önemini korumaktadır. Radyasyona maruz kalmanın azaltılmasını ve görüntü kalitesinin optimize edilmesini sağlamak için BT ile ilgili radyasyon dozları izlenmeli ve kontrol edilmelidir.

Bu tez kapsamında BT paranasal sinüs ve direk röntgen Water's çekimleri doz ölçümleri yapılmıştır. Belirlenen protokoller kullanılarak elde edilen sinüs dozları ve görüntü üzerindeki gürültü miktarları ile hastanenin kullandığı standart protokoller sonucunda elde edilen sinüs dozları ile elde edilen kesitler üzerinden hesaplanan gürültü miktarları karşılaştırılmıştır.

BT sistemlerinde radyasyon dozu ve görüntü kalitesini önemli derecede etkileyebilecek yazılımların (SAFİRE) radyasyon dozuna ve görüntü kalitesine olan etkileri incelenmiştir. Düşük doz paranasal sinüs tomografisi tercih edilmiştir. Anatomik olarak sinüs ve konka yapıları göstermek ve bazı anomalileri (deviasyon, kist vs.) görüntülemek için paranasal sinüs BT ve Water's grafiği istendiği için karşılaştırma bu iki çekim arasında yapılmıştır.

İstatistiksel çalışmalarda paranasal sinüs tomografileri çekilirken kemik, hava ve konka için SAFIRE kullanımının gürültüye etkisi araştırılmıştır. Çalışma sonucunda; kemik, hava ve konka açısından SAFIRE kullanılan örneklerde gürültü miktarının azaldığı tespit edilmiştir. Kemik için gürültü değişim oranı maksimum %11,6, hava için gürültü değişim oranı maksimum %40,17 ve konka için gürültü değişim oranı maksimum %59,22 olarak hesaplanmıştır. İstatistiksel olarak SAFIRE kullanımının gürültüyü azaltmada hepsine etkisinin olduğu ancak en çok etkinin hava ve konkaya olduğu sonucuna varılmıştır.

Multidedektör BT cihazı ile çekilen ve SAFIRE kullanılan görüntülerin gürültü miktarlarında iyileştirme saptandı (maksimum %59,22). Ayrıca eşdeğer dozun oldukça düşük seviyelerde olduğu görüldü (0,24 mSv).

Hasta radyasyon dozuna etki eden tomografi parametreleri ile ilgili yapılan çalışmalarda kVp, mAs, pitch gibi parametrelerin yanı sıra yeniden yapılandırma yazılımlarının da hasta dozunu ve görüntülerdeki gürültü miktarını azalttığı söylenmiştir [11].

Bilgisayar gücünde son gelişmeler nedeniyle, tekrarlı rekonstrüksiyon (IR) algoritmaları bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülemeye klinik olarak uygulanabilir bir seçenek haline gelmiştir. IR algoritmalarının filtrelenmiş arka projeksiyon gibi yerleşik analitik yöntemler üzerindeki avantajları hakkında önemli kanıtlar birikmektedir. IR, döngüsel görüntü işleme yoluyla görüntü kalitesini artırır. Her ne kadar mevcut çözümlerin tümü yapay görüntü azaltma ve / veya radyasyon dozu tasarrufu potansiyelini paylaşıyor olsa da, esas olarak görüntü parazitlerinin bastırılmasından dolayı, bu etkilerin büyüklüğü spesifik IR algoritmasına bağlıdır. SAFIRE sayesinde sinyal/gürültü oranı %56 oranında iyileştirildiği gösterilmiştir [18]. Tekrarlı rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılarak 40 mAs'da elde edilen göğüs BT görüntülerinde tanı güvenini etkileyen herhangi bir sorun bulunmadan kabul edilebilir görüntü kalitesi elde edilmiştir [19]. Başka bir çalışmada da yinelemeli rekonstrüksiyon (SAFIRE), göğüs tomografilerinde tanı bilgilerini kaybetmeden radyasyon maruziyetinin yaklaşık % 65 oranında azaltıldığı gösterilmiştir [21]. Water's grafisi kronik sinüzitlerde, komşu yapılarıdaki hastalıkları göstermede ve olası anatomik varyasyonları göstermede yetersiz olduğu, maksiller sinüsler dışındaki sinüslerin değerlendirilmesinin de kısıtlı olduğu gösterilmiştir [23].

Bu çalışmada düşük doz paranazal sinüs tomografisi için etkin doz değeri 0.24 mSv, Water's grafisi için etkin doz değeri 0.14 mSv olduğu gösterilmiştir. Birbirine yakın çıkan bu değerler gelecekte, teknolojideki gelişmelerin tomografinin dozlarını daha da azaltacağını ve anatomik detayından dolayı konvansiyonel çekimler yerini tomografik incelemelere bırakacağını göstermiştir.

KAYNAKLAR

- [1] **Bakar K. (2012)** Nükleer tıp alanında çalışan personelin maruz kaldığı radyasyonun fiziksel dozimetri belirlenmesi ve radyasyonun insan sağlığı üzerindeki etkileri, Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi, 119 s.
- [2] **Çimen B. (2018)** İyonlaştırıcı radyasyon ve çevre güvenliği, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi, 88s.
- [3] **T.C. Milli Eğitim Bakanlığı (2012)** Aile ve tüketici hizmetleri, Radyasyondan Korunma Ders Modülü, ANKARA.
- [4] **Zeyrek C.T.** İyonize Radyasyon Uygulamaları İçin Güvenlik ve Korunmaya Yönelik Genel Kavramlar, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 17(3), 1-9, 2013
- [5] **Tunçel N. (2014)** Radyasyon Fiziğine Giriş, Akdeniz Üniversitesi
- [6] **Altınkaya E. (2010)** Beyşehir gölü çevresindeki doğal radyasyon doz düzeylerinin araştırılması, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi, 56 s.
- [7] **Güray G. (2011)** Maligniteli olgularda kemik metastazlarının kemik sintigrafisi ve pozitron emisyon tomografi/bilgisayarlı tomografi ile kantitatif ve görsel olarak karşılaştırılması, Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, 61 s.
- [8] **Arslan B. (2005)** Bilgisayarlı tomografi ile görüntüleme yöntemleri, İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi, 90 s.
- [9] **Özbek O. (2005)** Canlı karaciğer verici adaylarında miltidedektör BT anjiyografi ile hepatik arteriyel anatomisinin değerlendirilmesi Başken Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, 49 s.
- [10] **Oyar, O.** Rutin Uygulamalarımızda Kullandığımız BT Çekim Protokolleri, İstanbul: Medikal Yayıncılık, 11-21, (2008).
- [11] **Maldjian PD, Goldman AR.** Reducing radiation dose in body CT: a primer on dose metrics and key CT technical parameters. AJR Am J Roentgenol. 2013;200(4):741-7.
- [12] **Elmahdi A, Abuzaid MM, Babikir E, Sulieman A.** Radiation Dose Associated with Multi-Detector 64-Slice Computed Tomography Brain Examinations in Khartoum State, Sudan. Pol J Radiol. 2017 Oct 20;82:603-606.
- [13] **Oyar O, Gülsoy U.K.** Tıbbi görüntüleme fiziği. Ankara: Rekmay, 2003:235-66.
- [14] **Demir D. (2008)** Akciğer kitlelerinin görüntülenmesinde düşük doz bilgisayarlı tomografinin rolü, Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, 56 s.

- [15] **Reid J, Gamberoni J, Dong F, Davros W.** Optimization of kVp and mAs for Pediatric Low-Dose Simulated Abdominal CT: Is It Best to Base Parameter Selection on Object Circumference? 2010 Oct 26;10.2214/AJR.09.3862
- [16] **Fındıklı İ.** (2012) Bilgisayarlı tomografide yetişkin ve çocuk hastalar için farklı sistemlerde uygun klinik protokollerin saptanması, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Sağlık Fiziki Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi, 144 s.
- [17] **Uslu M.A.** (2014) Bilgisayarlı tomografide meme dozlarının ölçülmesi ve görüntü kalitesi ile birlikte değerlendirilmesi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi, 136 s.
- [18] **Lucas L. Geyer, U. Joseph Schoepf, Felix G. Meinl, John W. Nance, Gorka Bastarrika, Jonathon A. Leipsic, Narinder S. Paul, Marco Rengo, Andrea Laghi, Carlo N. De Cecco.** State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques, 2015 Jul 23; 10.1148/radiol.2015132766
- [19] **Singh S, Kalra MK, Gilman MD, et al.** Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: a pilot study. Radiology 2011; 259:565–573
- [20] **Singh S, Kalra MK, Hsieh J, et al.** Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques. Radiology 2010; 257:373–383
- [21] **Kalra MK, Mischa Woiesetschläger M, Dahlström N, Singh S, Digumarthy S, Do S, Pien H, Quick P, Schmidt B, Sedlmair M, Shepard JAO, Persso A.** Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction of Low-Dose Chest CT: Effect on Image Quality and Radiation Dose 2012; 10.2214/AJR.12.9569
- [22] **Katharine Grant, PhD, and Rainer Raupach, PhD.** SAFIRE: Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction. Siemens Healthcare; A911IM-CT-121036-P1-4A00.2012.
- [23] **KOŞAR ve Ark.** Kronik sinüzit tanısında water's grafisi ve yüksek rezolüsyonlu bilgisayarlı tomografi, Türkiye Klinikleri J Med Sci 1996, 16
- [24] **Siemens Healthineers** syngo.plaza, Yazılım Sürücü VA10A ve üstü Operatör Kullanım Kılavuzu (2009)
- [25] **Siemens Healthineers** İnovasyon, Radyoloji Özel Sayısı. (2011). Erişim tarihi 12.10.2018
- [26] <https://www.muhendisbeyinler.net/nukleer-tip-nedir/> erişim tarihi 07.11.2018
- [27] **TAEK**(Türkiye Atom Enerjisi Kurumu) Resmi İnternet Sayfası < <http://www.taek.gov.tr/ogrenci/r02.htm> >, erişim tarihi 04.10.2018
- [28] <https://www.muhendisbeyinler.net/radyoaktiflik-nedir/> erişim tarihi 07.11.2018
- [29] **ÇAKIR İ.T. TAEK,** Sarayköy Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi Radyasyonun madde ile etkileşimi [13]. <https://slideplayer.biz.tr/slide/1964404/>
- [30] **AFAD**(Afet ve Acil Durum Yönetimi Başkanlığı) Resmi İnternet Sayfası < <https://www.afad.gov.tr/tr/23716/Radyasyon-Olcum-Birimleri-ve-Donusumleri> >, erişim tarihi 02.10.2018.

- [31] **TAEK**(Türkiye Atom Enerjisi Kurumu) Resmi İnternet Sayfası<
<http://www.taek.gov.tr/ogrenci/sf4.html> >, erişim tarihi 04.10.2018
- [32] **TAEK**(Türkiye Atom Enerjisi Kurumu) Resmi İnternet Sayfası
<<http://www.taek.gov.tr/tr/158-egitim-arastirma/bilgi-kosesi/radyasyondan-korunma/1052-iyonlastirici-radyasyonun-biyolojik-etkileri.html> >, erişim tarihi 06.10.2018
- [33] https://tr.wikipedia.org/wiki/Bilgisayar%C4%B1_tomografi erişim tarihi 12.10.2018
- [34] <https://www.onlinefizik.com/bilgisayarli-tomografi/> erişim tarihi 10.10.2018
- [35] <https://www.yumpu.com/tr/document/view/5750661/bilgisayarli-tomografinin-temel-prensipleri/25> erişim tarihi 10.10.2018
- [36] <http://www.medikalteknoloji.com/news.php?extend.148> erişim tarihi 10.10.218
- [37] <https://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-definition-flash> erişim tarihi 01.11.2018
- [38] <https://www.healthcare.siemens.com.tr/radyografi-sistemleri/digital-x-ray/ysio> erişim tarihi 01.11.2018



EKLER

EK 1: Etik Krul Kararı





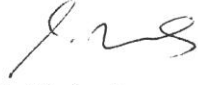
EK 1: Etik Krul Kararı



SAYI: ATADEK-2017/16
KONU: Etik Kurul Kararı

Sayın İbrahim YÜKSEL

Sorumluluğunu yürüttüğünüz “Bilgisayarlı Tomografide kullanılan iterative rekonstrüksiyon yazılımlarının önemi” başlıklı proje 26.10.2017 tarih 2017/16 Sayılı Atadek Toplantısında görüşülmüş olup 2017-16/27 karar numarası ile tıbbi etik yönden uygun bulunmuştur.



Prof.Dr. İsmail Hakkı ULUS
ATADEK Başkanı

ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ
TIBBİ ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KURULU (ATADEK)

Etik onay istenen tıbbi araştırmanın başlığı:

Bilgisayarlı Tomografide kullanılan iterative rekonstrüksiyon yazılımlarının önemi

Etik onay istenen tıbbi araştırmanın yürütücüsü (sorumlusu):

İbrahim YÜKSEL

Karar:

Kabul (Etik olarak uygun) (X) Revizyon ()* Etik olarak uygun değil ()**

Toplantı Tarihi: 26.10.2017

Karar Numarası: 2017-16/27

Kurul Üyesi-Unvan Ad-Soyad	İmza	Karara	
		Katılıyorum	Katılmıyorum***
Prof. Dr. İsmail Hakkı Ulus (Başkan)		(X)	()
Prof. Dr. Güldal Süyen (Başkan Yrd)		(X)	()
Prof.Dr. Mert Ülgen		(X)	()
Doç.Dr. Ükke Karabacak		(X)	()
Doç.Dr. A.Elif Eroğlu Büyükköner		()	()
Doç.Dr. Berrin Karadağ		()	()
Yrd.Doç.Dr. Fatih Artvinli		(X)	()
Yrd.Doç.Dr. Günseli Bozdoğan		(X)	()

SAYI: ATADEK-2018/20
KONU: Etik Kurul Kararı

Sayın İbrahim YÜKSEL,

Sorumluluğunu yürüttüğünüz **“Paransal Sinüs BT ve Waters grafilerinin doz/rezolüsyon karşılaştırılması”** başlıklı proje 20.12.2018 tarih 2018/20 Sayılı Atadek Toplantısında görüşülmüş olup 2018-20/16 karar numarası ile tıbbi etik yönden uygun bulunmuştur.



Prof.Dr. İsmail Hakkı Ulus
ATADEK Başkanı

ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ
TIBBİ ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KURULU (ATADEK)

Etik onay istenen tıbbi araştırmanın başlığı:

Paransal Sinüs BT ve Waters grafilerinin doz/rezolüsyon karşılaştırılması

Etik onay istenen tıbbi araştırmanın yürütücüsü (sorumlusu):

İbrahim YÜKSEL

Karar:

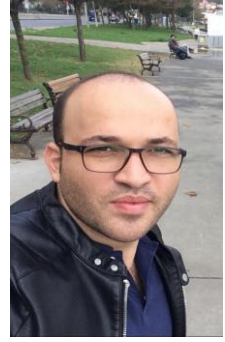
Kabul (Etik olarak uygun) (✓) **Revizyon ()*** **Etik olarak uygun değil ()****

Toplantı Tarihi:20.12.2018

Karar Numarası: 2018-20/16

Kurul Üyesi-Unvan Ad-Soyad	İmza	Karara	
		Katılıyorum	Katılmıyorum***
Prof. Dr. İsmail Hakkı Ulus (Başkan)		(x)	()
Prof. Dr. Güldal Süyen (Başkan Yrd)		(✓)	()
Prof.Dr. Mert Ülgen		(x)	()
Prof.Dr. Ükke Karabacak		()	()
Prof.Dr. A.Elif Eroğlu Büyüköner		(✓)	()
Prof.Dr. Berrin Karadağ		(✓)	()
Doç.Dr. Günseli Bozdoğan		(x)	()
Dr. Öğr.Üyesi Fatih Artvinli		(x)	()

ÖZGEÇMİŞ



Adı-Soyadı : İbrahim YÜKSEL
Doğum Tarihi ve Yeri : 20.10.1988 Türkeli
E-posta : yuksel.ibrahim57@gmail.com

Öğrenim Durumu :
Yüksek Lisans : **İstanbul Aydın Üniversitesi**
Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sağlık Fiziği Bölümü
Üniversite : **Ondokuz Mayıs Üniversitesi - (Örgün Öğretim)**
Fen-Edebiyat Fakültesi, Fizik

Yabancı Dil : **İngilizce**

Bilgisayar Bilgileri : Microsoft Ofis Programları

Tezden Türetilen Yayınlar/ Sunumlar : Yüksel İ., Bilgisayarlı Tomografide İterative Rekonstrüksiyon Yazılımlarının Önemi ‘Paranasal Sinüs Bt İle Waters Grafigerinin Doz/Rezolüsyon Karşılaştırılması, Türk Fizik Derneği 34. Uluslararası Fizik Kongresi, Bodrum/TÜRKİYE, 5-9 Eylül 2018

