

**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
RADYOLOJİK BİLİMLER ANA BİLİM DALI**



**2018 YILINDA
ORTA KARADENİZ BÖLGESİNDEKİ HASTALARIN
TORAKS, ABDOMEN VE PELVİS
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ SONUCU
ALMIŞ OLDUKLARI ETKİN DOZLAR**

Doktora Tezi

Salih GÖRÜR

Danışman

Prof. Dr. Murat DANACI

SAMSUN
2021

TEZ KABUL VE ONAYI

Salih GÖRÜR tarafından, **Prof. Dr. Murat DANACI** danışmanlığında hazırlanan “**2018 Yılında Orta Karadeniz Bölgesindeki Hastaların Toraks, Abdomen ve Pelvis Bilgisayarlı Tomografi Sonucu Almış Oldukları Etkin Dozlar**” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 12.4.2021 tarihinde yapılan sınav sonucunda oy birliği ile başarılı bulunarak Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı Adı Soyadı Üniversitesi Ana Bilim/Ana Sanat Dalı	İmza	Sonuç
Başkan	Prof. Dr. Hasan Murat AYDIN Ondokuz Mayıs Üniversitesi Çocuk Endokrinolojisi Bilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye (Danışman)	Prof. Dr. Murat DANACI Ondokuz Mayıs Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Prof. Dr. Mustafa Çağatay TUFAN Ondokuz Mayıs Üniversitesi Radyolojik Bilimler Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Prof. Dr. Erkan GÖKÇE Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Doç. Dr. Tümay BEKÇİ Giresun Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

ONAY

... / ... / ...

Prof. Dr. Ali BOLAT
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım yüksek lisans/doktora/sanatta yeterlik tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığımı taahhüt ve beyan ederim.

12/04/2021
Salih GÖRÜR

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı : 2018 Yılında Orta Karadeniz Bölgesindeki Hastaların Toraks, Abdomen ve Pelvis Bilgisayarlı Tomografi Sonucu Almış Oldukları Etkin Dozlar

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 02/03/2021 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 11

Tek kaynak oranı : % 3 çıkmıştır.

12/04/2021
Prof. Dr. Murat DANACI

ÖZET

2018 YILINDA ORTA KARADENİZ BÖLGESİNDEKİ HASTALARIN TORAKS, ABDOMEN VE PELVİS BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ SONUCU ALMIŞ OLDUKLARI ETKİN DOZLAR

Salih GÖRÜR

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Radyolojik Bilimler Ana Bilim Dalı

Doktora, Aralık/2020

Danışman: Prof. Dr. Murat DANACI

Bu çalışmada 2018 yılı içerisinde Orta Karadeniz bölgesindeki 9 farklı hastaneki toplam 11 bilgisayarlı tomografi cihazında toraks, abdomen ve pelvis protokolleri doğrultusunda çekim yapılan hastaların almış oldukları etkin doz değerleri tespit edilmiştir. Bu çalışmanın amacı Bilgisayarlı Tomografi ile alınan radyasyon dozunu azaltarak uzun vadede hastada kanser oluşumu riskini azaltmaktır. BT çekimi sonrası hastaların almış olduğu radyasyon dozları BT cihazının çekim parametrelerine göre değişkenlik göstermektedir. Çalışmaya göre, özellikle BT cihazlarında tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olması ile birlikte hasta dozları belirgin şekilde düşüş göstermekte ve Avrupa standartlarını sağlamaktadır. Tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olmayan BT cihazlarında ise hasta dozları Avrupa standartlarının üzerinde çıkmaktadır. Ayrıca tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olmayan BT cihazlarında kullanılan mAs değeri arttığında hastanın etkin dozu da artmaktadır. Tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olduğu halde kesit kalınlığının düşük seçilmesi hasta dozunu artırmaktadır. Hasta dozunu düşürerek Avrupa standartlarının altında tutmanın en etkili yolu BT cihazındaki tüp akımı modülasyon sistemi özelliğinin olmasıdır. Tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olmayan BT cihazlarında ise kV, mAs ve kesit kalınlığı parametrelerinin uygun değerlerde seçilmemesi ile birlikte hastaların almış oldukları radyasyon dozları gereksiz bir şekilde artmaktadır. International Atomic Energy Agency Safety Report Series No:4'e göre kişilerin almış olduğu etkin doz değeri arttıkça uzun vadede ölümlerle sonuçlanma olasılığı, ölümcül olmayan kanser katkısı ve kalıtsal etkilerin katkısı yüzdesel olarak artmaktadır. Bu çalışma ile birlikte BT cihazlarının seçilmesinde dikkat edilmesi gereken en önemli özelliğin tüp akımı modülasyon sistemi olduğu, BT çekim parametrelerinin dikkatli bir şekilde belirlenmesi gerektiği, hekim ve sağlık teknikerlerinin BT cihazı hakkındaki eğitimleri almış olmaları gerektiği gözlenmiştir. Aksi halde BT ile alınan radyasyon dozunun artması ile birlikte uzun vadede hastada kanser oluşum riski artmaktadır.

Anahtar Sözcükler: Bilgisayarlı tomografi, etkin doz, DLP, tüp akımı modülasyon sistemi.

ABSTRACT

EFFECTIVE DOSES TAKEN BY PATIENTS AS A RESULT OF THORAX, ABDOMEN AND PELVIS COMPUTERIZED TOMOGRAPHY IN THE MIDDLE BLACK SEA REGION IN 2018

Salih GÖRÜR

Ondokuz Mayıs University

Institute of Graduate Studies

Department of Radiological Sciences

Ph.D., July/2020

Supervisor: Prof. Dr. Murat DANACI

In this study, effective dose values of patients were determined during with thorax, abdomen and pelvis protocols in a total of 11 computed tomography devices in 9 different hospitals in 2018 in the Central Black Sea region. The aim of this study is to reduce the risk of cancer formation in the patient in the long term by reducing the radiation dose taken by computed tomography. After CT scan, radiation doses that patients have received varies according to the acquisition parameters of CT devices. According to the study, Patient doses are falling markedly especially in CT devices with tube current modulation system feature and it provides European standards. Patient doses exceed European standards in CT devices without tube current modulation system feature. Also, When the mAs value used in CT devices without tube flow modulation system feature increases, the effective dose of the patient increases. Although it has a tube flow modulation system feature, a low slice thickness increases the patient dose. The most effective way to keep the patient dose below European standards by lowering it is the tube current modulation system feature in the CT device. When CT devices without tube current modulation system feature the kV, mAs and section thickness parameters are not chosen at appropriate values, the radiation doses taken by the patients unnecessarily increase. According to International Atomic Energy Agency Safety Report Series No: 4, If the effective dose value taken by individuals increases, the probability of long-term death, non-fatal cancer contribution and the contribution of hereditary effects increase in percentage. With this study, It has been observed that the most important feature to be considered in the selection of CT devices is the tube flow modulation system, CT acquisition parameters should be carefully determined, physicians and health technicians should have received training on the CT device. Otherwise, When the radiation dose taken in CT increases, the risk of cancer formation in the patient increases in the long term.

Keywords: Computed tomography, effective dose, DLP, tube current modulation system.

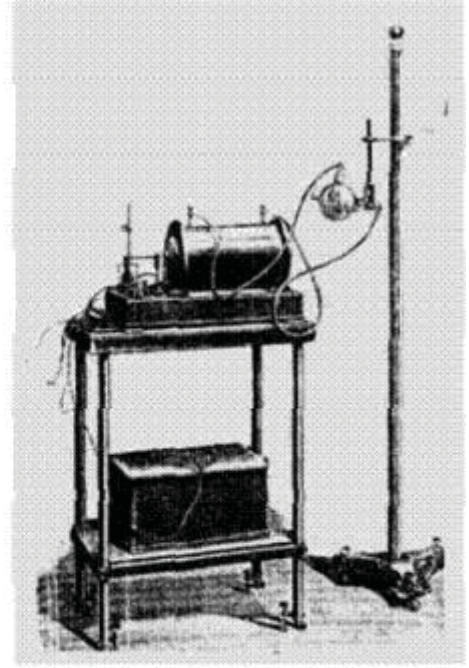
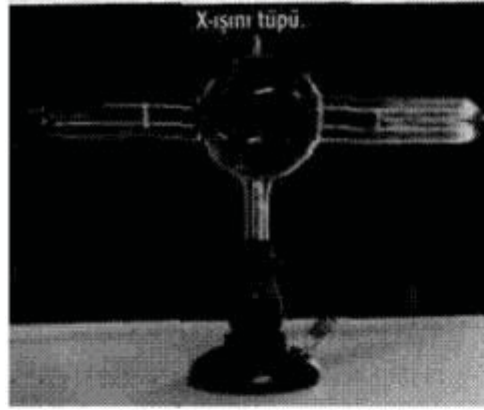
İÇİNDEKİLER

TEZ KABUL VE ONAYI	İ
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI	İİ
TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI	İİ
ÖZET	İİİ
ABSTRACT	İV
GİRİŞ	1
1.1. Literatür Özeti	3
2.GENEL BİLGİLER	5
2.1. Radyasyon Kavramı	5
2.2. Radyasyon Birimleri.....	6
2.2.1. Ekspozur (X)	6
2.2.2. Kerma	7
2.2.3. Soğurulan Doz (D)	7
2.2.4. Eşdeğer Doz (H)	7
2.3. Doğal ve Yapay Radyasyon Birimleri	8
2.4. Parçacık Radyasyonu.....	10
2.5. İyonize Olmayan ve İyonize Olan Radyasyon	10
2.6. Radyoaktif Bozunma Çeşitleri	11
2.6.1. Alfa Bozunumu	11
2.6.2. Beta Bozunumu	12
2.6.3. Gama Salınımı	14
2.7. X-Işınlının Özellikleri ve Oluşumu	15
2.8. X Işınlının Görüntüleme Alanında Kullanımı	16
2.8.1. Radyoloji	16
2.8.1.1. Tanısal (Diagnostik) Radyoloji	16
2.8.1.2. Girişimsel (Tedavi Edici) Radyoloji	16
2.8.1.3. Röntgen	16
2.8.1.4. Radyoskopi (Fluoroskopi).....	17
2.8.1.5. Radyografi.....	17
2.8.1.6. Dijital Röntgen	18
2.8.1.7. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	18
2.9. Bilgisayarlı Tomografinin Geçmişi	20
2.10. Bilgisayarlı Tomografi Aletinin Temel Parçaları	23
2.11. Bilgisayarlı Tomografinin Kullanıldığı Yerler	24
2.12. BT’de Radyasyon Dozunu Etkileyen Parametreler	24
2.12.1. Tüp Voltajı (kV)	24
2.12.2. Tüp Akımı - Rotasyon Süresi (mAs)	25
2.12.3. Pitch Faktörü	25

2.12.4. Tüp Akımı Modülasyon Sistemi.....	26
2.13. BT’de Kullanılan Radyasyon Dozu Parametrelerinin Tanımları	27
2.13.1. Bilgisayarlı Tomografi doz indeksi (CTDI)	27
2.13.2. Doz uzunluk çarpımı (DLP)	27
2.13.3. Etkin Doz	28
2.14. Radyasyonun İnsanlar Üzerindeki Etkileri	29
2.14.1. Somatik Etkiler	29
2.14.2. Genetik Etkiler	30
3.MATERYAL VE YÖNTEM.....	30
4.BULGULAR.....	33
6.TARTIŞMA VE YORUM.....	38
7.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	40
KAYNAKLAR	41
ETİK KURUL KARARI.....	43
ÖZ GEÇMİŞ	44

1. GİRİŞ

Günümüzde görüntülemenin temellerini oluşturan ve tıpta yeni bir çağ açan X-ışınları 1895 senesinde Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından bulunmuştur. 1845 senesinde Almanya'nın Köln şehrinde doğan Roentgen, 20 yaşında Zürih şehrindeki Eid Genösische Teknik Yüksekokuluna başlamıştır. 1868 yılında bu okuldan mezun olan Roentgen, 1874 yılında Strasbourg Kaiser Wilhelm Üniversitesinde doçent, 1879 yılında ise Geissen Hessian Üniversitesinde fizik profesörü olmuştur. 1888 senesinde Kurzburg Üniversitesinde çalışmaya başlayan Roentgen, 1895 yılında X-ışınlarını bulmuştur (Oyar, 1998).



- 1896 Yılında kullanılan İlk Röntgen cihazlarından bir: (Sağ üstte).
- X - Işını Tüpü (Sol üstte).
- İlk Görüntüleme: Örneği (Sol altta).

Şekil 1.1. X-ışınlarının tarihçesi (Oyar, 1998).

X-ışınları görüntüleme alanında ilk kez 1895 yılında bir hastanın bacağındaki kurşunun yerini belirlemek için kullanılmıştır. 1896 yılında ise diş hekimi O.Walkhoff X-ışınları ile kendi dişlerinin filmini çekmiştir (Harorlı, vd., 2001).

1930'lu yıllarda röntgen cihazları yapılmıştır. 1950'li yıllarda görüntü güçlendiricilerin keşfi ile birlikte radyoskopi cihazları geliştirilmiştir. 1960'lı yıllarda ise dijital görüntüleme cihazları tıpta kullanılmaya başlanmıştır (Kaya, vd., 1997).

Bilgisayarlı tomografi (BT), X-ışınlarını kullanarak vücuttaki bölgelerin kesitsel görüntüsünü elde etmeye yarayan radyolojik görüntüleme yöntemidir (MEB, 2011). BT yöntemi, radyolojik görüntü elde etme teknikleri arasında vücuda en fazla radyasyon veren tekniktir (Kavas, 2016). BT esnasında aktarılan radyasyonun etkisinden dolayı sağlıklı insanlarda kanser riski oluşabilmektedir. Görüntüleme esnasında radyasyona maruz kalan dokularda biyolojik etkiler oluşabilir (Berrington de Gonzalez, vd., 2007). İyonlaştırıcı radyasyon, hücre bölünmesi faz geçişlerini etkiler, DNA'yı parçalaması ile genlerde değişikliklere yol açarak apoptoz adı verilen radyasyon kaynaklı hücre çoğalmasında sonlanma ve hücre ölümüne neden olur (Sabarudin ve Sun, 2013). Bu etkilerden dolayı, kişinin yaşamı boyunca kanser olma riski veya gelecek nesillerdeki kalıtsal etkisini artıran kanser riski vardır (Oca Pernas, vd., 2014).

Gelişen BT teknolojisi ile görüntü elde etme süreleri kısalmıştır ve görüntü kaliteleri artmıştır. Fakat bu avantajları elde ederken kullanılan BT parametreleri nedeniyle hastaların aldıkları radyasyon dozu ve dolayısıyla kansere yakalanma riskleri de artabilmektedir (Shah, vd., 2012). Bugün birçok uluslararası organizasyona göre "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) ve AHARA (Benefits As High As Reasonably Achievable) prensiplerinin uygulanması gerektiğini savunmaktadır (ICRP, 2007). ALARA prensibine göre hastaya en düşük radyasyon dozunu vererek optimum kalitede görüntü elde edilmelidir. AHARA prensibine göre ise hekim tarafından gerekçe belirtilmedikçe hastaya radyolojik uygulama yapılmamalıdır. Hastanın sadece planlanan vücut bölümlerinin görüntüleri alınmalıdır (Brenner ve Hall, 2007).

Bu çalışmada 2018 yılında Orta Karadeniz bölgesindeki 9 farklı hastanedeki toplam 11 BT cihazında hasta çekimi sırasında kullanılan parametrelerin hasta dozuna etkisine ve BT cihazlarında tüp akımı modülasyon sisteminin hasta dozuna etkisine yer verilecektir. Ayrıca hasta dozlarının Avrupa standartları ile karşılaştırılması ve daha önce yapılmış benzer çalışmalar değerlendirilerek hasta dozlarını düşürmenin yöntemleri ve yapılması gerekenler ifade edilecektir.

Çalışmamın amacı Orta Karadeniz bölgesinde mevcut durumda kullanılan bilgisayarlı tomografi cihazlarında toraks, abdomen ve pelvis BT incelemelerinde hastanın aldığı dozları saptamak, bunların uluslararası standartlara göre uygun olup olmadığını değerlendirmek, dozlara etki eden faktörleri saptamak, yüksek doz alımlarının nedenlerini saptamak ve bu sonuçlara göre uygun çözüm önerilerini belirlemektir. Hasta dozlarını daha düşük hale getirebilmek için hekimlerin ve sağlık teknikerlerinin bilgisayarlı tomografi cihazlarındaki çekim parametrelerini dikkatli bir şekilde belirlemede farkındalık yaratmak. Bilgisayarlı tomografi cihazı alımı yapılırken hastane yöneticilerin cihaz seçiminde daha dikkatli olmalarını sağlamak, mümkünse mevcut bilgisayarlı tomografi cihazları yerine hasta dozunu azaltan özellikte yeni BT cihazları alınmasını teşvik etmektir.

Bu doğrultuda belirlenen hastanelere ait il sağlık müdürlüklerinden gerekli izinler alınarak her bir hastanedeki bilgisayarlı tomografi cihazından hasta dozu verileri alınmıştır. Elde edilen dozlar Avrupa Standartları ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca daha önce Kanada, Tayvan, Tanzanya ve Türkiye’de yapılmış benzer çalışmalar değerlendirilerek hasta dozlarına etki eden faktörler incelenmiştir.

1.1. Literatür Özeti

Kanada’da 7 şehirdeki toplam 12 BT cihazından yaş ortalaması 59 olan toplam 474 hasta üzerinden alınan DLP değerleri dönüşüm faktörleri ile çarpılarak etkin doz değerleri elde edilmiştir. Dönüşüm katsayıları; toraks=0,017 [mSv/(mGy.cm)], abdomen=0,015 [mSv/(mGy.cm)], pelvis =0,019 [mSv/(mGy.cm)] alınmıştır. Çekim sırasında 120 kV tüp potansiyeli kullanılmıştır. Ayrıca 12 BT cihazının da tüp akımı modülasyon sistemi özelliği vardır. Tarama sonrasında toraks, abdomen ve pelvis için elde edilen ortalama etkin doz değerleri sırasıyla 11,3 mSv, 11,7 mSv ve 8,6 mSv olarak elde edilmiştir. Elde edilen 12 BT cihazına ait etkin doz değerleri Avrupa

standartlarına göre yüksek çıkmıştır. Makalede belirtildiği üzere 12 BT cihazının 2 tanesi SDR (single detector row) yapıya sahip iken 10 tanesi MDR (multi detector row) yapıya sahiptir. Yapısı gereği MDR BT cihazlarındaki hasta dozunun SDR BT cihazlarına göre yüksek olması beklenir. Toplam 12 BT cihazının da tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olmasına rağmen hem MDR hem de SDR yapıdaki BT cihazlarında hasta etkin dozlarının Avrupa standartlarına göre yüksek çıkmasının asıl sebebi taranan yapının gereksiz uzunluğu olarak belirtilmiştir. Makale sonunda, protokoller oluşturulurken tarama uzunluğunun dikkatli bir şekilde belirlenmesi gerektiğinin önemine değinilmiştir (David, vd., 2009).

Tayvan'da 9 BT cihazından toplam 146 tarama yapılmıştır. Çekim sırasında 120 kV tüp potansiyeli kullanılmıştır. Ayrıca 9 BT cihazının da tüp akımı modülasyon sistemi özelliği vardır. Tarama sonrasında toraks, abdomen ve pelvis için elde edilen ortalama etkin doz değerleri sırasıyla 8,4 mSv, 7,4 mSv ve 7,6 mSv olarak elde edilmiştir. Elde edilen 9 BT cihazına ait sadece abdomen protokolüne ait etkin doz değeri Avrupa standartlarının altında çıkmıştır. Toraks ve pelvis protokollerine ait etkin doz değerleri Avrupa standartlarına göre yüksek çıkmıştır. Makalede belirtildiği üzere bunun sebebi çekim protokolünde belirlenen kolimatör genişliğinin toraks ve pelvis protokollerinde çok düşük seçilmesi olarak ifade edilmiştir. Çünkü kesit kalınlığı azaldıkça taranan kesitler tekrar tarandığı için overlapping etkisinden dolayı hasta dozu artmaktadır (Tsai, vd., 2007).

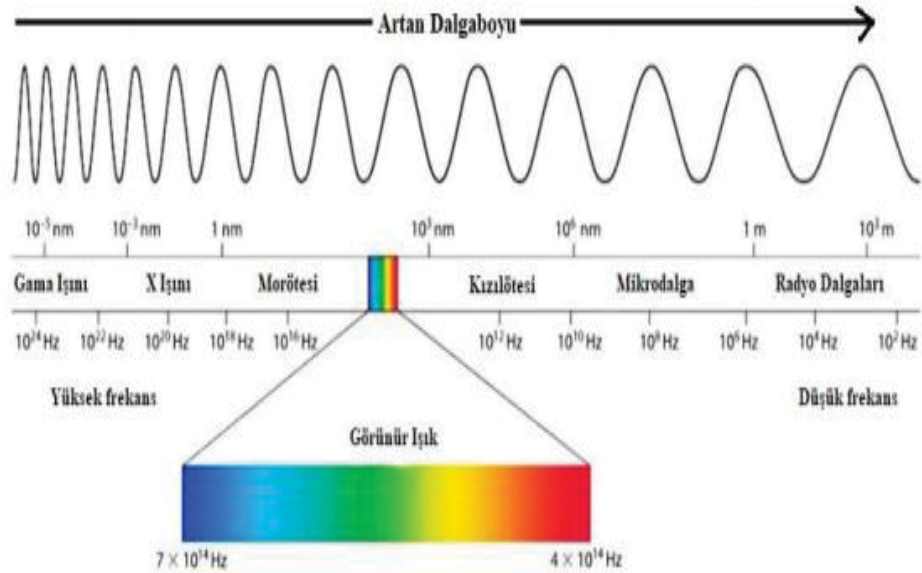
Tanzanya'da 9 hastaneden toplam 223 hasta üzerinden veriler alınmıştır. Çekim sırasında 120 kV tüp potansiyeli kullanılmıştır. Ayrıca tüm BT cihazlarının tüp akımı modülasyon sistemi özelliği vardır. Tarama sonrasında toraks, abdomen ve pelvis için elde edilen ortalama hasta etkin doz değerleri sırasıyla 5,5 mSv, 13,2 mSv ve 6 mSv olarak elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre abdomen ve protokolüne ait etkin doz değeri Avrupa standartlarına göre yüksek çıkarken toraks protokolüne ait etkin doz değeri Avrupa standartlarına göre düşük çıkmıştır. Makale sonunda, hasta doz değerlerinin düşük olabilmesi için radyolojide çalışan personel eğitiminin önemine değinilmiştir (Muhogora, vd., 2005).

Türkiye’de 1607 hastaneden toplam 2617 hasta üzerinden veriler alınmıştır. Tarama sonrasında toraks, abdomen ve pelvis için elde edilen ortalama hasta etkin doz değerleri sırasıyla 4,1 mSv, 3,1 mSv ve 6,3 mSv olarak elde edilmiştir. Elde edilen hasta etkin doz değerlerinin diğer Avrupa ülkelerine kıyasla nispeten düşük çıktığı gözlenmiştir. Fakat diğer ülkelere kıyasla dozların düşük olmasına rağmen Türkiye’deki sadece pelvis protokolüne ait etkin doz değeri Avrupa standartlarına göre yüksek çıkmıştır. Makale sonunda, tarama protokollerinin dikkatli bir şekilde belirlenmesi ve personellerin cihaz eğitiminin çok önemli olduğu önerisinde bulunulmuştur (Ataç, vd., 2015).

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Radyasyon Kavramı

Bir atom tarafından salıverilen elektromanyetik veya dalga halindeki enerjiye radyasyon adı verilir. Elektromanyetik spektrum incelendiğinde radyasyon iyonize edici ve iyonize etmeyen olmak üzere 2 sınıfa ayrılmıştır. Bu sınıf belirlenirken radyasyonun enerjisi ve radyasyonun dalga boyu dikkate alınmıştır (Dance, vd., 2014).



Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum (Dance, vd., 2014).

Elektromanyetik dalgalar genlik, hız, frekans (ν) ve dalga boyu (λ) ile ifade edilirler. Dalga boyu, ardışık ik döngüde tepe noktaları arasındaki mesafe olarak

ifade edilir. Genlik, dalganın yoğunluğunu temsil etmektedir. Frekans, birim zamandaki tam bir dalganın titreşim sayısı olarak ifade edilmektedir. Dalganın dalga boyu ile frekansının çarpılmasıyla o dalganın hızı elde edilmektedir. Dalganın hızı, dalga frekansına ve geçtiği ortamın yoğunluğu ile ilişkilidir.

Vakum edilmiş ortamlarda elektromanyetik dalgaların hızı eşittir ve $c = \lambda \cdot \nu$ olarak ifade edilir (Dance, vd., 2014).

X-ışınlarının dalga boyu nanometre (nm) cinsinden ($1\text{nm} = 10^{-9}\text{m}$), frekansı ise Hertz (Hz) cinsinden ($1\text{Hz} = 1\text{s}^{-1}$) olarak ifade edilirler.

Radyo dalgaları, en uzun dalga boyuna, en düşük frekansa ve en düşük enerjiye sahiptirler. X-ışınları ve gama ışınları ise en yüksek frekansa ve en yüksek enerjiye sahiptirler (Dance, vd., 2014).

Radyo dalgaları, mikro dalgalar düşük enerjileri ile iyonlaştırıcı olmayan radyasyonlar grubuna girmektedir. Düşük enerjideki iyonlaştırıcı olmayan radyasyonlar, maddenin atomları arasında titreşim yaparak madde içerisinde düşük miktarda ısı artmasına neden olurlar. X-ışınları ve gama ışınları elektromanyetik spektrumda yüksek enerjili, düşük dalga boylu sınıfa girmekte olup madde üzerinde iyonlaştırıcı özelliğine sahiptirler.

Foton, elektromanyetik radyasyonda en küçük birim olarak ifade edilmektedir. Kütesizdirler, enerjileri;

$$E = h \cdot \nu$$

olarak ifade edilmektedir. h Planck Sabiti ($6.626 \times 10^{-34}\text{J/s}$) olarak ifade edilmektedir. Fotonun enerjisi radyolojide çoğunlukla keV cinsinden tanımlanmaktadır (Dance, vd., 2014).

2.2 Radyasyon Birimleri

Radyasyon birimleri sistemi 1975 yılından önce olarak klasik olarak birimler kullanılıyordu. Fakat 1975'li yıllarda SI (system international) birim sistemi tanımlanarak belirlenen yeni birimlere SI birimleri denilmiştir.

Radyasyonun madde ile etkileşiminde radyasyonun ortam içerisinde yayılması sırasında radyasyon şiddeti, enerjisi, radyasyon tipi gibi parametreler önemlidir.

2.2.1 Ekspozur (X)

Radyasyon enerjisi, miktarı yada yoğunluğunu ifade etmektedir. Havada bir birimlik kütlede elektronların oluşturduğu iyonizasyon miktarıdır. SI sistemde

birimi Coulomb/kg olarak ifade edilir. Klasik birim sisteminde röntgen (R) olarak ifade edilir. 1 Röntgen = 2.58×10^{-4} Coulomb/kg 'dır. Kaynak ile hedefin arasındaki mesafenin karesi arttıkça ekspozur ters orantılı olarak azalır (Turner, 2007).

2.2.2 Kerma

Bir maddede birim kütle başına radyasyon (nötron, fotonlar) tarafından oluşturulan yüklü parçacıkların kinetik enerjilerinin toplamı olarak tanımlanır. Birimi Joule/kg'dır (Turner, 2007).

2.2.3 Soğurulan Doz (D)

Bir maddede birim kütle başına soğurulan radyasyonun enerjisi olarak ifade edilir. SI sistemde birimi, Gray (Gy), klasik sistemde ise rad'dır. Gray, Joule/kg olarak ifade edilir. 1 Gray = 100 rad'a denk gelir. Soğurulan doz, etkileşen maddenin atom numarasına yoğunluğuna bağlı olduğu kadar gelen radyasyonun enerjisine de bağlıdır.

$$\text{Doz} = \text{Enerji/kütle}$$

Radyolojide soğurulan doz, hastanın radyolojik görüntülemesi esnasında maruz kaldığı iyonize edici radyasyonun miktarını belirlemek için kullanılır. Vücut içerisindeki anatomik yapıların soğurma özellikleri birbirinden farklıdır. (Turner, 2007).

Radyasyon maruziyeti sonucu oluşan biyolojik sonucu ifade ederken doz ölçümü tek başına yeterli değildir. Yani, absorbe doz vücudun soğurduğu enerjiyi ifade edebilir fakat bu enerjinin vücutta oluşturduğu hasarı belirlemek için kullanılmaz.

2.2.4 Eşdeğer Doz (H)

Radyasyona maruziyet sonrası oluşan biyolojik sonuçlar, tek başına radyasyon enerjisine bağımlı değildir. Radyasyon cinsine ve radyasyonun geçtiği yapıya da bağımlıdır. Eşdeğer doz, radyasyonun cinsine göre maddedeki etkileşim sonucu oluşabilecek kapsamlı biyolojik hasarı ifade etmektedir. SI sistemde birimi Sievert (Sv), klasik birim sisteminde ise birimi rem'dir. 1rem=10 miliSievert 1 Sievert = 100 rem'dir (ICRP, 2007).

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R}$$

R; radyasyon türü, T; doku veya organı ifade eder. W_R ; R tipindeki radyasyona ait ağırlık faktörünü ifade eder. $D_{T,R}$; R ağırlık faktörlü radyasyonun T dokusunda oluşturduğu iyonizasyon sonucu oluşan soğurulan dozu ifade eder. H_T ; bütün radyasyon çeşitleri için radyasyon ağırlık faktörü ile o dokuda absorbe edilen dozun çarpılarak toplanması ile elde edilen eşdeğer dozu vermektedir.

Eğer soğurulan dozun içerisinde farklı tipteki radyasyon katkıları var ise tüm radyasyon tipi için ayrı ayrı ağırlık faktörleri ile hesap yapılır ve tüm sonuçların birikimi sonucu eşdeğer doz elde edilir. Radyasyonların türüne göre ağırlık faktörleri Tablo 2.1’de verilmiştir (ICRP, 2007).

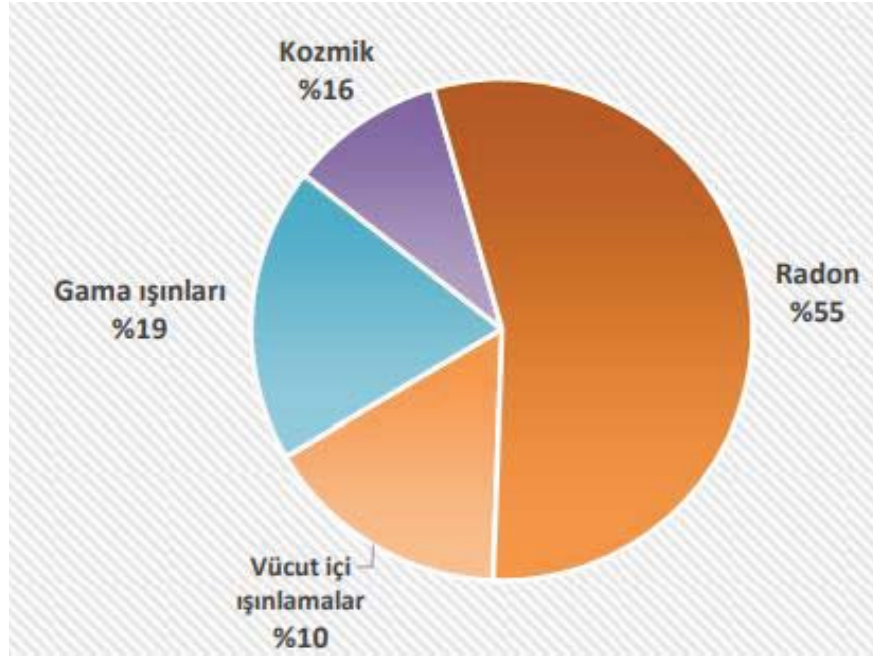
Tablo 2.2. Radyasyon tipine göre ağırlık faktörü (ICRP, 2007).

Radyasyon Tipi	Radyasyon Enerjisi	Ağırlık Faktörü (W_T)
Foton	Tüm enerjilerde	1
Elektron	Tüm enerjilerde	1
Nötronlar	10 kV’den düşük	5
Nötronlar	10 kV ile 100 kV arası	10
Nötronlar	100 kV ile 2 MV arası	20
Nötronlar	2MV ile 20 MV arası	10
Nötronlar	20 MV’den büyük	5
Protonlar	20 MV’den büyük	5
Alfa parçacığı, ağır yüklü iyon	Tüm enerjilerde	20

2.3 Doğal ve Yapay Radyasyonlar Radyasyon Birimleri

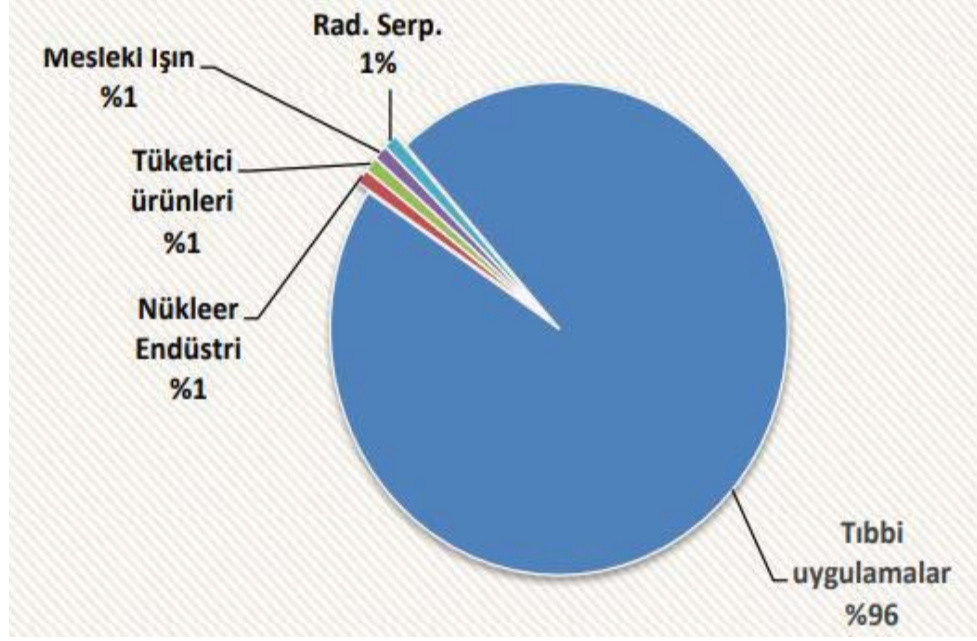
Radyasyonun doğa içerisinde kendiliğinden var olup olmamasına göre yapay ve doğal radyasyon olmak üzere 2 gruba ayrılmaktadır. Doğal radyasyonların kaynağı, toplam radyasyonların kaynağının çoğunluğunu oluşturmaktadır. Doğal radyasyon kaynakları, doğa içerisinde kendiliğinden radyoaktif özellikte olan kaynaklardır. Radyoaktif bir kaynakta atom çekirdeği içerisindeki nötron ve protonların sayısı arasındaki fark yüzünden enerji açığı oluşur. Oluşan enerji fazlalığı alfa yada beta parçacığı, gama ışını, nötron, pozitron gibi değişik tipte radyasyon olarak atılmaktadır. Fazla enerjideki atom çekirdeği bazen enerjisini yörüngedeki elektronlarına aktarabilir. Böyle durumlarda X-ışını salınımı oluşmaktadır.

Doğal radyasyonlara radyoaktif elementler veya kozmik ışınlar örnek verilebilir. Radon gazı, Radyum elementinin bozunması sonucunda oluşur ve doğal radyasyon kaynaklarının çoğunluğunu oluşturur. Ayrıca çeşitli yiyecekler veya mineraller radyoaktif atom içerebilmektedirler. İnsanlar bu tür gıdaları tükettikçe radyasyona maruziyet kalmaktadırlar (Kelsey, vd., 2014).



Şekil 2.2. Radyasyon kaynaklarının yüzdesel dağılımı (Kelsey, vd., 2014).

Toplam radyasyona maruz kalmanın %21'lik kısmı tıbbi ışınlar veya yapay kaynaklar tarafından olmaktadır. Bu tür kaynaklara X-ışın tüpleri örnek olarak verilebilmektedir.



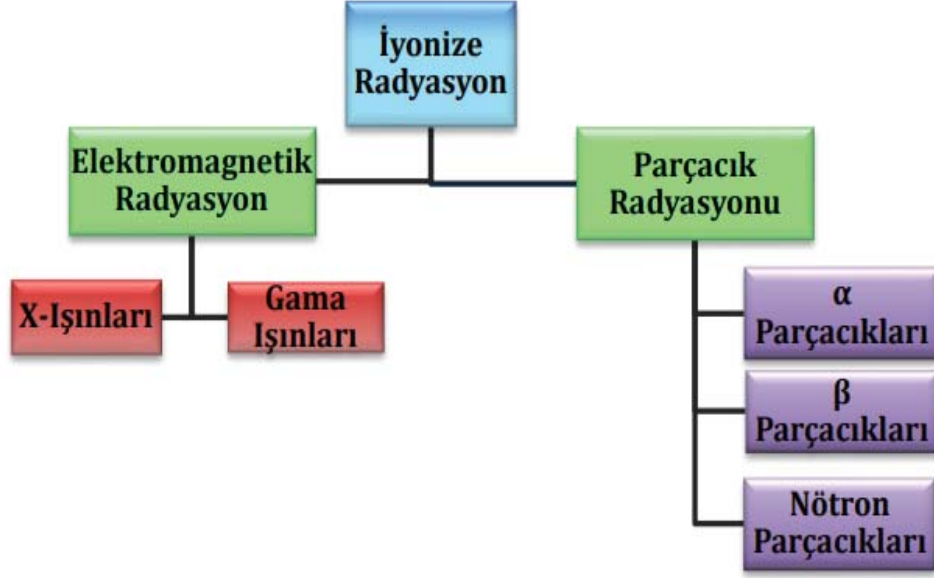
Şekil 2.3. Yapay radyasyon kaynaklarının yüzdesel dağılımı

2.4 Parçacık Radyasyonu

Radyasyon iki tip olabilir. Bunlar, parçacık radyasyonu veya dalga tipi radyasyondur. Parçacık radyasyonu belirli bir kütleyle, enerjiye ve hıza sahiptir. Protonun kütlesi ve nötronun kütlesi birbirlerine yakın değerlerdedir. Nötron kütlesi $m_n=1,693 \times 10^{-27}$ kg, proton kütlesi $m_p= 1,673 \times 10^{-27}$ kg'dir. Elektron kütlesi ise nötron ve protonların kütlelerinden 2000 kat daha düşüktür. $m_e=9,11 \times 10^{-31}$ kg. Elektron, nötron ve protonların yükleri sırasıyla -1, 0 ve +1'dir (Kelsey, vd., 2014).

2.5 İyonize Olmayan ve İyonize Olan Radyasyon

Dalga tipi radyasyonlar ve parçacık radyasyonu iyonize edici özelliklerine göre 2 sınıfa ayrılırlar. Atomdan elektronun kopması sonucu atomdaki elektronların sayısı protonların sayısından 1 az hale gelir ve atom 1 elektrik yükü kazanır. Bu duruma iyonlaşma adı verilir. İyonize olan radyasyon, bir atomdan kolayca elektron koparabilmektedir. İyonize radyasyonlar ise kendi içerisinde parçacık radyasyonu veya elektromanyetik radyasyon şeklinde olabilmektedirler (Kelsey, vd., 2014).



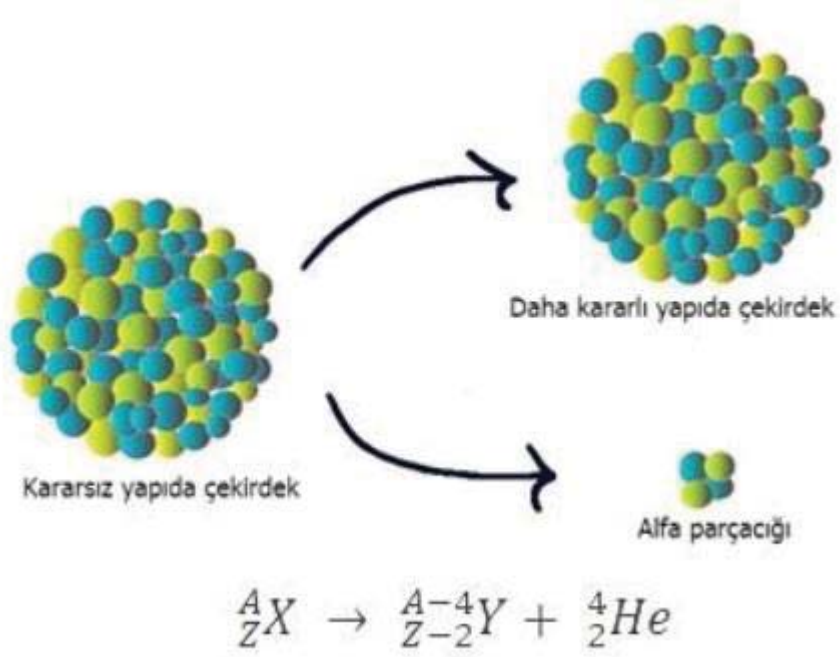
Şekil 2.4. İyonize radyasyon çeşitleri (Kelsey, vd., 2014).

2.6 Radyoaktif Bozunma Çeşitleri

Kararsız halde bulunan çekirdekler kararlı hale geçerken yaymış oldukları enerjiye radyoaktivite adı verilir. Kararlı çekirdeklerde proton sayısının nötron sayısına oranı 1'e yakındır. Radyoaktivitedeki bozunma çeşitleri birden fazla olabilmektedir.

2.6.1 Alfa Bozunumu

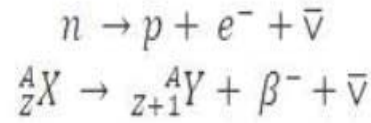
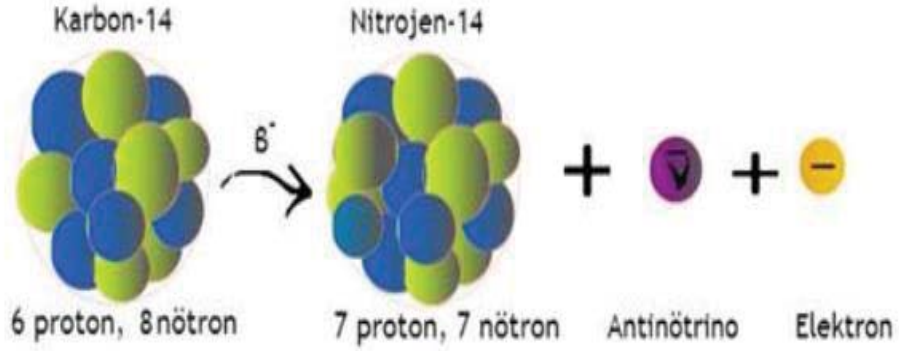
Alfa parçacıkları 2 nötron ve 2 protondan oluşmaktadır. Yükleri +2'dir. Diğer adları Helyum çekirdeğidir. Genellikle kütle numaraları 190'dan büyük çekirdeklerde oluşur. Pozitif yükle sahip olan alfa parçacığı, bir madde ile karşılaştığında maddenin elektronu ile etkileşir ve ilerlediği mesafede etkileştiği bütün atomları iyonize etmektedir. İlerleme sırasında alfa parçacığı enerjisinin büyük kısmını kayıp eder. Yüksek kütlelerinden dolayı havadaki penetrasyonları yalnızca birkaç santimetredir. İnsan cildindeki ilerleme mesafesi ise 20-40 mikrondan fazla olamazlar (Kelsey, vd., 2014).



Şekil 2.5. Alfa bozunumu (Kelsey, vd., 2014).

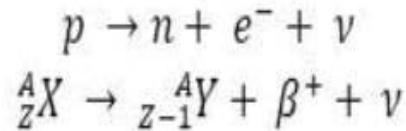
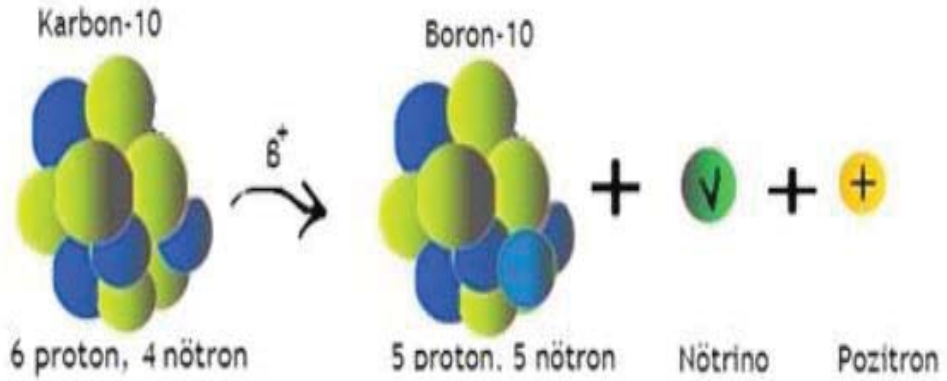
2.6.2 Beta Bozunumu

Beta bozunumları 3 çeşittir. Beta bozunumu sırasında çekirdeğin kütle numarası sabit kalır, nötron sayısı 1 birim azalırken proton sayısı bir birim artar. Bir radyonüklidin çekirdeğindeki yüksek sayıdaki nötrondan kaynaklı kararlı halde değilse, kararlı hale geçebilmesi için çekirdekteki nötronlardan bir tanesi 1 elektron ve 1 protona dönüşür. Meydana gelen proton çekirdek içerisinde kalırken elektron hızlı bir şekilde çekirdekten dışarı atılır. Bu olaya β^- bozunumu adı verilir. Çekirdekten atılan bu elektrona ise β^- parçacığı veya negatron adı verilir. Radyonüklidin atom numarası bir birim artarken kütle numarası değişmez (Kelsey, vd., 2014).



Şekil 2.6. β^{-} bozunumu (Kelsey, vd., 2014).

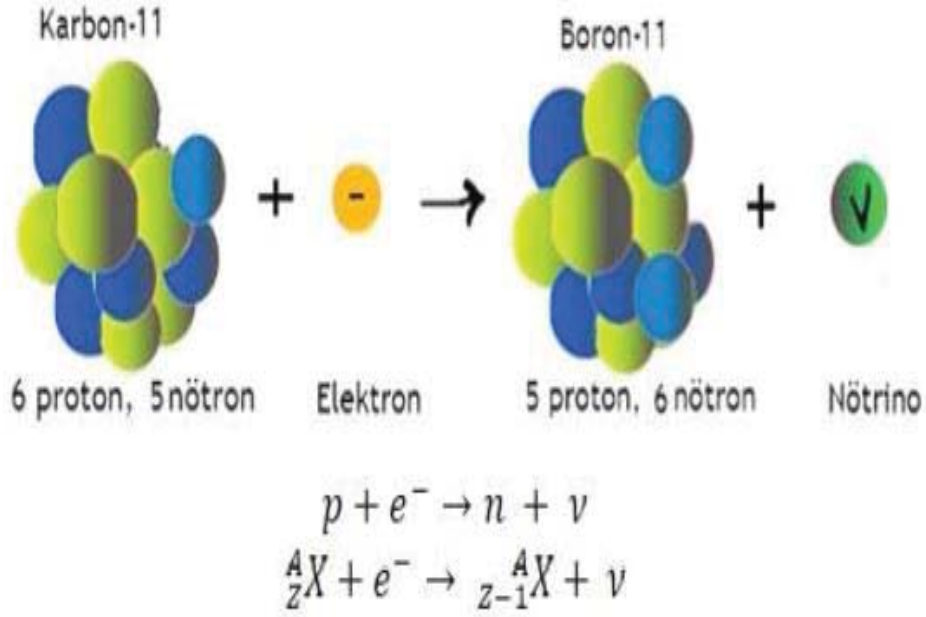
Radyonüklid çekirdeğinin, proton sayısı fazla ise veya bir nötron eksik ise bu durumda protonlardan bir tanesi bir nötron ve bir pozitrona dönüşür. Bu olaya β^{+} bozunumu adı verilir. Nötron çekirdek içerisinde kalırken pozitron çekirdek dışına atılır. Pozitron bozunumu yapan radyonüklidde atom numarası bir birim azalırken kütle numarası değişmez (Kelsey, vd., 2014).



Şekil 2.7. β^{+} bozunumu (Kelsey, vd., 2014).

Çekirdekdeki proton miktarı aşırı bir şekilde fazla olduğu durumlarda atomdaki K, L orbitallerinde bulunan elektronların bir tanesi çekirdek tarafından

yakalanır. Yakalanan elektron, çekirdeğin protonu ile birleşerek 1 nötron, 1 nötrino meydana gelir. Buna elektron yakalaması denir. Bu olay sonucu çekirdekten herhangi bir parçacık yayılmaz. Atom sayısı bir azalırken kütle numarası değişmez. İç yörüngelerden çekirdeğe elektron geçmesi sonucu oluşan boşluğu, dış yörüngedeki elektron doldurarak karakteristik X-ışınları açığa çıkar (Kelsey, vd., 2014).

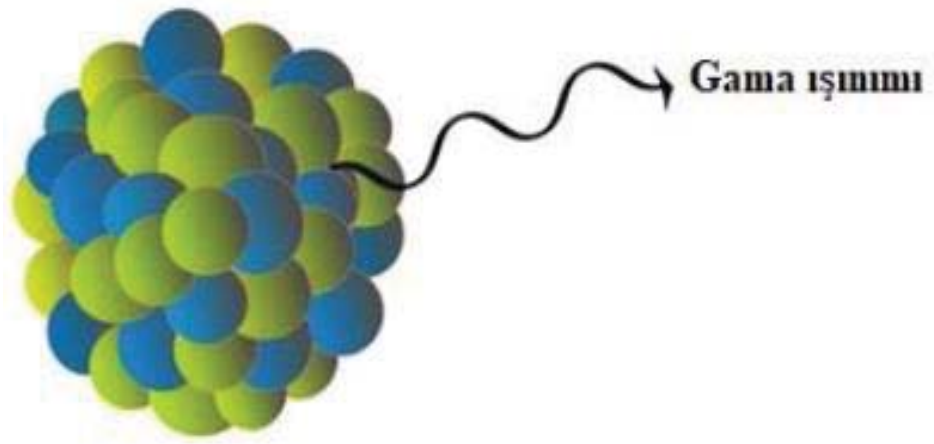


Şekil 2.8. Elektron yakalama (Kelsey, vd., 2014).

Beta parçacığı alfa parçacığına göre 8000 kat hafif ağırlıktadır. Beta parçacığı, alfa parçacığı gibi maddeyi iyonize etme özelliğine sahiptir. Ancak yükleri düşük olduğundan iyonlaştırıcı özelliği alfa parçacığına göre düşüktür. Madde içerisindeki penetrasyonu alfa parçacığına göre yüksektir (Kelsey, vd., 2014).

2.6.3 Gama Salınımı

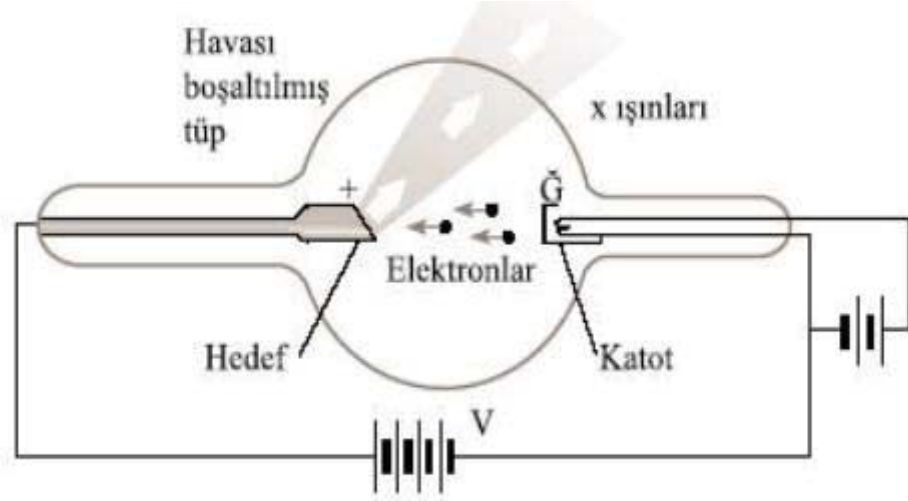
Radyoaktif bir çekirdek bozunum yaptıktan sonra daima kararlı hale geçemeyebilir. Bazı durumlarda bozunum sonrası yarı kararlı halde olabilir. Çekirdekteki fazla enerji dışarıya gama ışını olarak atom çekirdeğinden yayılır. Bu salınım sonrasında çekirdekte atom numarası veya kütle numarasında herhangi bir değişiklik olmaz. Dalga formundaki bu gama ışınları alfa ve beta parçacıklarına kıyasla daha penetrasyon özelliktedirler (Kelsey, vd., 2014).



Şekil 2.9. Gama salınımı (Kelsey, vd., 2014).

2.7 X-Işınlarının Özellikleri ve Oluşumu

1895 yılında Wilhelm Röntgen, hızlı elektronların madde üzerine düşmesi sonucu X-ışınlarını bulmuştur. Bir x-ışını tüpünde içinden elektrik akımı geçen bir tel (katot) ısıtılarak termoiyonik yayımlama ile elektron salar. Katot ile hedef madde (anot) arasında yüksek bir gerilim uygulanır. Katotdan kopan elektronlar hedefe doğru hızlandırılır. Hedef yüzeyine gelen ivmeli elektronlar hedef maddenin çekirdeğinin yakınından geçerken ivmeleri değişir. Elektronların kaybolan bu enerjisi bremsstrahlung adı verilen X-ışınlarının oluşmasına sebep olur. Elektronların yavaşlamadan hedefe ulaşmaları için X-ışını tüpü içerisindeki hava boşaltılmıştır. Başlangıçtaki elektronların enerjisi ve etkileştiği çekirdekteki atom sayısı arttıkça oluşan X-ışınları o kadar girici ve yüksek enerjili olmaktadır. X-ışınları doğrusal çizgiler halinde yol alırlar, elektriksel ve manyetik alandan etkilenmezler, saydam olmayan maddelerden kolayca geçebilirler. Dalga boyları 0.01 nm ile 10 nm arasında değişir (Beiser, 1995).



Şekil 2.10. X-ışını tüpünün yapısı ve x-ışınlarının oluşumu (Beiser, 1995).

2.8 X Işınlarının Görüntüleme Alanında Kullanımı

2.8.1 Radyoloji

Işın bilimi anlamına gelen Radyoloji tıpta bir uzmanlık dalıdır. Vücuttaki doku ve organlar görüntülenir. Doku ve organlardaki hastalık teşhisi için veya hastalıklı dokunun tedavisini yapmak için Radyoloji alanında çalışmalar yapılmaktadır (Tuncel, 2005).

2.8.1.1 Tanısal (Diagnostik) Radyoloji

Hastalıkların teşhisini amaçlayan kısımdır. Röntgen, Bilgisayarlı Tomografi (BT), Manyetik Rezonans (MR), Ultrasonografi (US) ve radyonüklit olmak üzere beş temel yöntemden oluşmaktadır (Tuncel, 2005).

2.8.1.2 Girişimsel (Tedavi Edici) Radyoloji

Tanısal radyoloji ile elde edilen görüntüler yardımıyla hastalıklı bölgenin dışarıdan tedavisini amaçlayan kısımdır. Safra yolu tıkanıklığı açılması, apse boşaltılması, damar darlığı genişletilmesi gibi birçok işlem girişimsel radyolojinin bir uygulamasıdır. Girişimsel radyolojinin bir diğer adı da radyasyon ile tedavi anlamına gelen radyoterapidir (Tuncel, 2005).

2.8.1.3 Röntgen

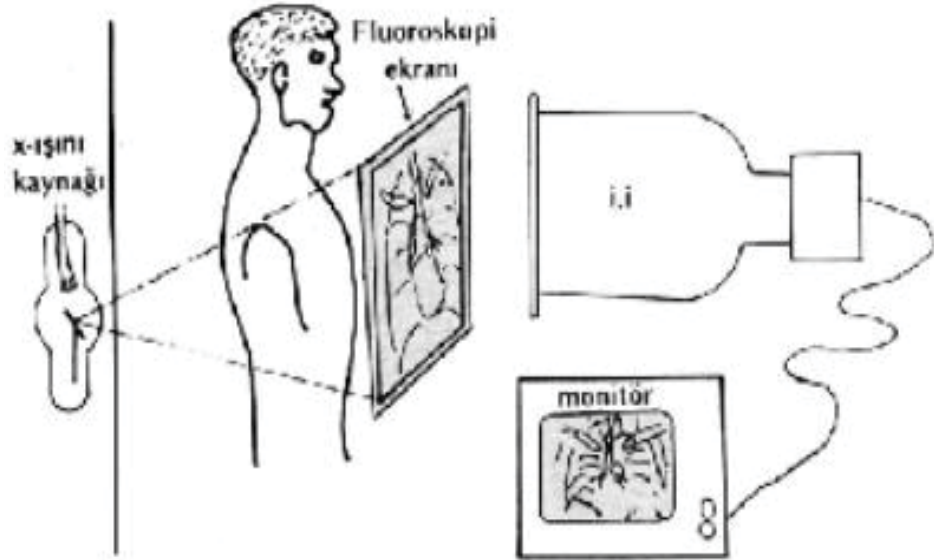
X-ışınlarını kullanarak konvansiyonel olarak yapılan bir projeksiyon yöntemidir. X-ışınları vücudu geçtikten sonra iç yapılar röntgen filminin üzerine yansıtılır (Tuncel, 2005).

İnsan vücudundaki dokuların atom ağırlığı ve yoğunluğu farklı olduğu için dokularda meydana gelen için X-ışını soğurunumu da farklı olmaktadır. Farklı soğurum sonucu röntgen filmi (röntgenogram) üzerine farklı sayıda x-ışını düşer ve oluşan görüntü farklı gri tonlarda meydana gelir.

2.8.1.4 Radyoskopi (Fluoroskopi)

Fluoresan ekran üzerine X-ışınları düşürüldüğünde ışık yaymaktadır. Hastayı geçen X-ışınları fluoresan ekran üzerinde görüntü oluşturmaktadır.

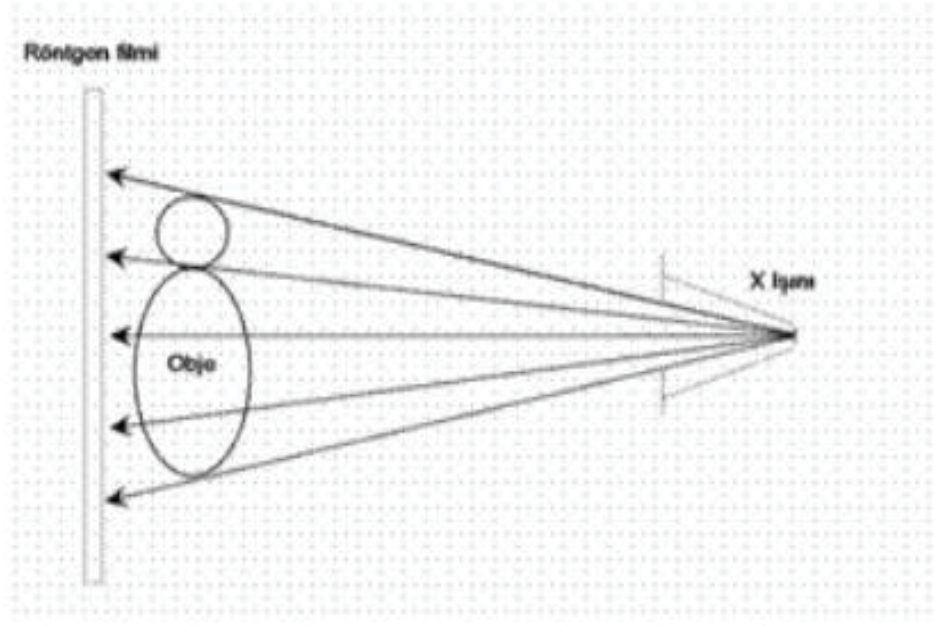
Fluoroskopide görüntüler canlı olarak izlenebilmektedir. Ayrıca hareketli yapılar da gözlenebilmektedir (Tuncel, 2005).



Şekil 2.11. Fluoroskopinin yapısı (Tuncel, 2005).

2.8.1.5 Radyografi

Hastadan geçen X-ışınlarının röntgen filmi üzerine düşürülmesi ile görüntü elde edilmesi yöntemidir. Görüntünün oluştuğu röntgen filmine radyogram veya röntgenogram adı verilir. Radyografide, direk yapının görüntüsü alınabildiği gibi yapıya kontrast madde verilerek de görüntü alınabilmektedir (Tuncel, 2005).



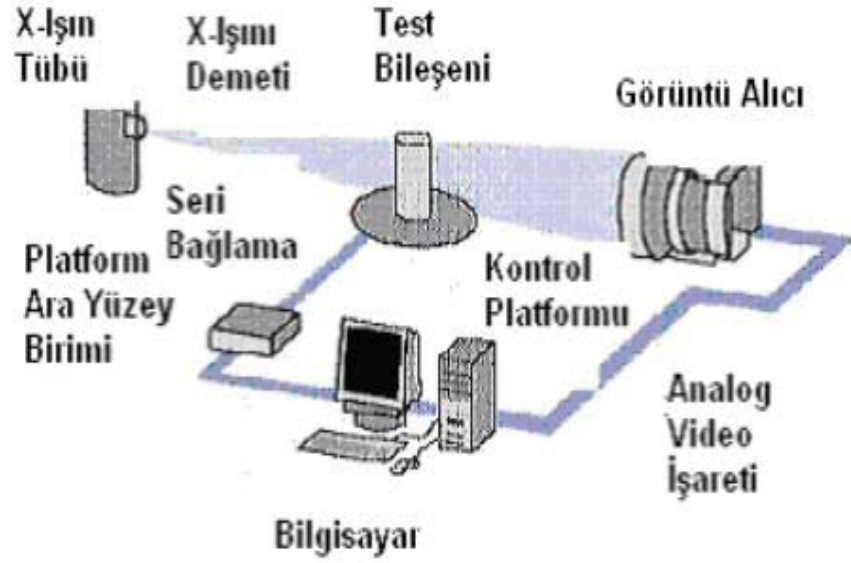
Şekil 2.12. Radyografi çalışma prensibi (Tuncel, 2005).

2.8.1.6 Dijital Röntgen

Radyografi ve fluoroskopinin, bilgisayar teknolojisi ile dijital hale getirilmiş halidir. Hastadan geçen X-ışınları dedektörler üzerinde toplanarak görüntü oluşturular. Dijital röntgende görüntü kalitesi, detektörün boyutu ile ters orantılıdır. Detektörün boyutu küçülürsene görüntünün kalitesi artmaktadır (Tuncel, 2005).

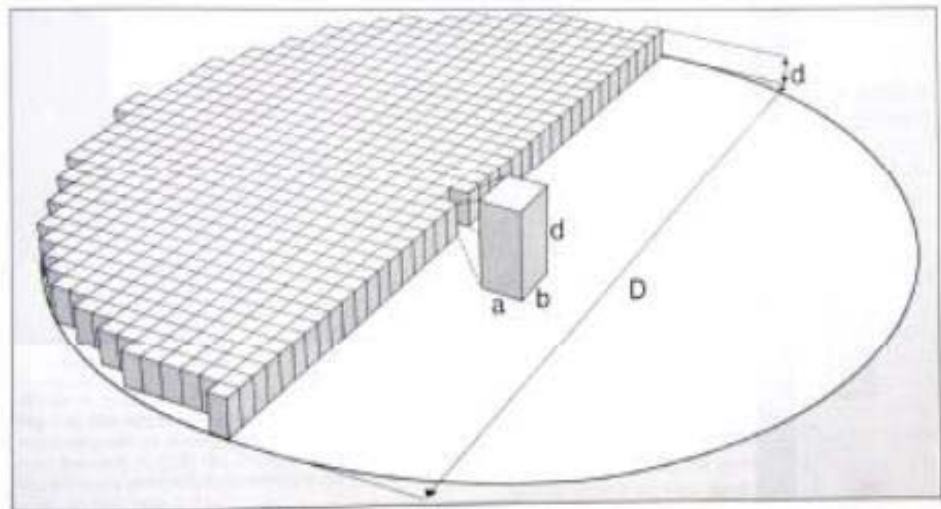
2.8.1.7 Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Röntgende olduğu gibi hastadan geçen X-ışınları 3 boyutlu voksel adı verilen pikseller üzerinde sinyal oluşturarak elde edilen sinyaller bilgisayar sistemi tarafından işlenir ve hastanın 3 boyutlu görüntüsü elde edilir. BT sisteminde görüntü alıcı ve bilgisayar sistemleri bulunmaktadır. BT de tek bir kesitsel görüntü alımı sırasında X-ışınları tüpü hasta etrafında 360° dönerken dar bir X-ışını demeti hastaya gönderilir. Hastayı geçerek soğurulan X-ışınları alıcı dedektörler üzerinde sinyal oluşturur. Oluşan sinyaller bilgisayarda işlenerek tek bir kesite ait gri tonlarında 2 boyutlu görüntü elde edilir. Kesitsel görüntü alma işlemi diğer kesitler için devam edilirse elde edilen toplam görüntü hastanın 3 boyutlu görüntüsü hakkında bilgi vermektedir (Tuncel, 2005).

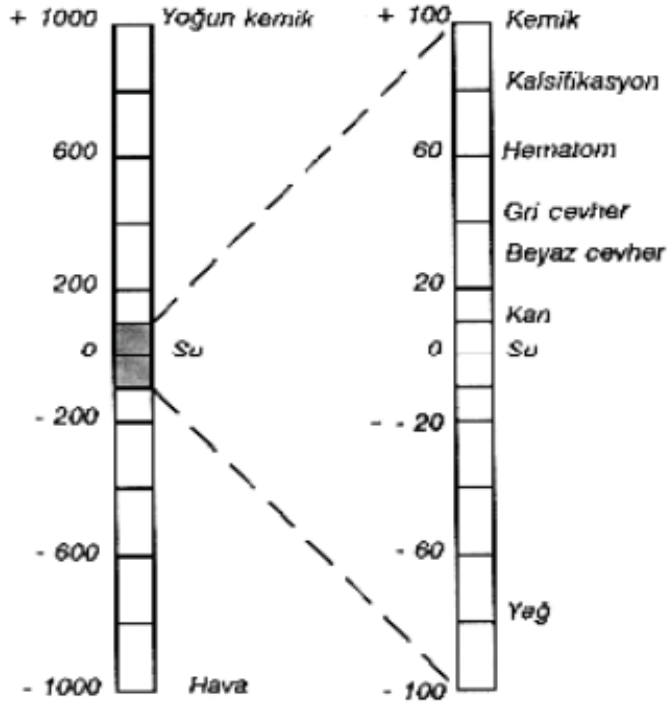


Şekil 2.13. Bilgisayarlı Tomografi Sistemi (Tuncel, 2005).

BT görüntüsü piksellerden oluşmaktadır. Bir diğer adı matriks'dir. Matriks sayısı görüntü kenarlarındaki piksel sayılarının çarpımına eşittir. Piksel ile kesit kalınlığının çarpılması ile BT'de hacim elemanı olan voksel elde edilmektedir. Kesit kalınlığı arttıkça elde edilen bilgi detayı azalmaktadır. Yapıların yoğunluk farkına göre elde edilen görüntüde gri skala -1000 ile +1000 arasında değişmektedir. Bu skala fizikçi Godfrey Hounsfield tarafından geliştirilmiştir ve bu değerlere Hounsfield Unit (HU) adı verilmektedir (Tuncel, 2005).



Şekil 2.14. Piksel ve Voksel görüntüsü (Tuncel, 2005).



Şekil 2.15. Hounsfield Unit (HU) skalası (Tuncel, 2005).

2.9 Bilgisayarlı Tomografinin Geçmişi

İlk BT tarayıcısı İngiltere’de EMI merkezi araştırma laboratuvarında Sir Hounsfield tarafından icat edildi. Hounsfield fikrini 1967 yılında tasarladı. 1971 yılında Wimbledon’da Atkinson Hastanesi’nde Radyolog James Ambrose tarafından ilk hasta çekimi yapıldı ve 1972 yılında halka açıklandı. 1973 yılında ilk BT tarayıcılar önce beyin üzerinde daha sonraki modifikasyonlarda ise tüm vücut görüntülemesi için klinik ortamda kullanıldı (MEB, 2011).

BT’nin ilk başarılı klinik uygulamaları 1967 yılında Housfield tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu icat tıp alanına önemli bir katkı sağlamıştır. Ülkemizde 1976’da Hacettepe Üniversitesi Hastanesi’nde BT’nin ilk defa kullanımı gerçekleştirilmiştir. İlk BT cihazlarında tek bir kesit verisinin elde edilebilmesi 5 dakika gibi uzun bir süre gerektirdiğinden uygulamalar sadece beyin incelenmesiyle sınırlı olmuştur. Sürenin uzun olması solunum, bağırsak hareketleri gibi etkenler BT’nin toraks, batin gibi uygulama alanlarında kullanılmasını ertelemiştir. Bu dezavantajlar zamanla BT’nin gelişmesi ile ortadan kalkmıştır (MEB, 2011).

BT cihazları geçirdikleri değişimler temel alındığında 1. 2. 3. 4. ve 5. nesil olarak sınıflandırılabilirler. 1. ve 2. nesil cihazları günümüzde artık tercih edilmemektedir (MEB, 2011).

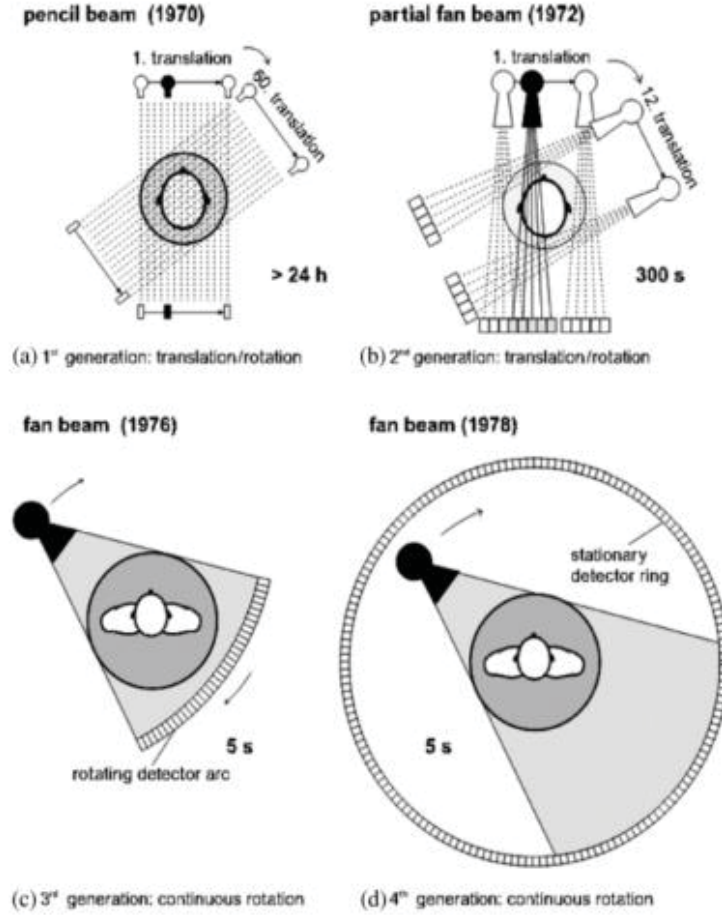
Birinci nesil BT cihazlarında, X-ışını tüpünün karşısında tek bir dedektör vardır. X-ışını tüpü ile dedektör hasta etrafında birbirini görecek şekilde lineer bir çizgi boyunca dönerek tarama yapmaktadır. Tarama bittikten sonra tüpe 1°'lik açı verilerek tüp dönüşü yapılır ve görüntü alma işlemi aynı şekilde devam eder. Bu işlem 180°'lik tek bir dönüşün sonlanmasına kadar devam eder. Birinci nesil BT cihazlarında görüntü elde etme süresi fazladır. Tek bir BT çekimi yaklaşık olarak 4-5 dakika gibi uzun sürebilmektedir (MEB, 2011).

İkinci nesil BT cihazlarında, lineer olarak dizilmiş birden çok dedektör bulunur. Her bir dedektöre karşılık gelen X-ışını demeti yelpaze şeklindedir. Birinci nesil BT cihazların çalışma sistemine benzer şekilde X-ışını tüpü ve dedektör lineer bir çizgi boyunca birbirini görecek şekilde hastanın etrafında hareket ederek tarama işlemi gerçekleştirilir. Tarama bittikten sonra tüpe 10°'lik açı verilerek tüp ve dedektör hasta etrafında 180° dönene kadar benzer işlemler devam eder. İkinci nesil BT cihazlarında tarama hızı birinci nesil BT cihazlarına göre daha yüksektir. İkinci nesil BT cihazlarında dedektör sayısı daha fazla olması sebebi ile görüntü kalitesi de yüksek olmuştur (Çelik, 2013).

Üçüncü nesil BT cihazlarında, yelpaze şeklindeki X-ışını demetini görecek şekilde birden fazla dedektör X-ışını demetini görebilecek konumda bulunmaktadır. Hastanın çevresinde X-ışını demeti ile dedektörler eş zamanlı biçimde 360°'lik bir dönüş hareketi yapar. Üçüncü nesil BT cihazlarında gantri'nin bir tam tur dönüşü esnasında birden çok kesitsel görüntü elde edilmektedir. Dolayısıyla görüntü elde etme süresi kısa olmuştur. Birinci ve ikinci nesil BT cihazlarında sadece beyin taraması yapılmakta iken üçüncü nesil BT cihazlarda tüm vücut taraması yapılmaktadır (Çelik, 2013).

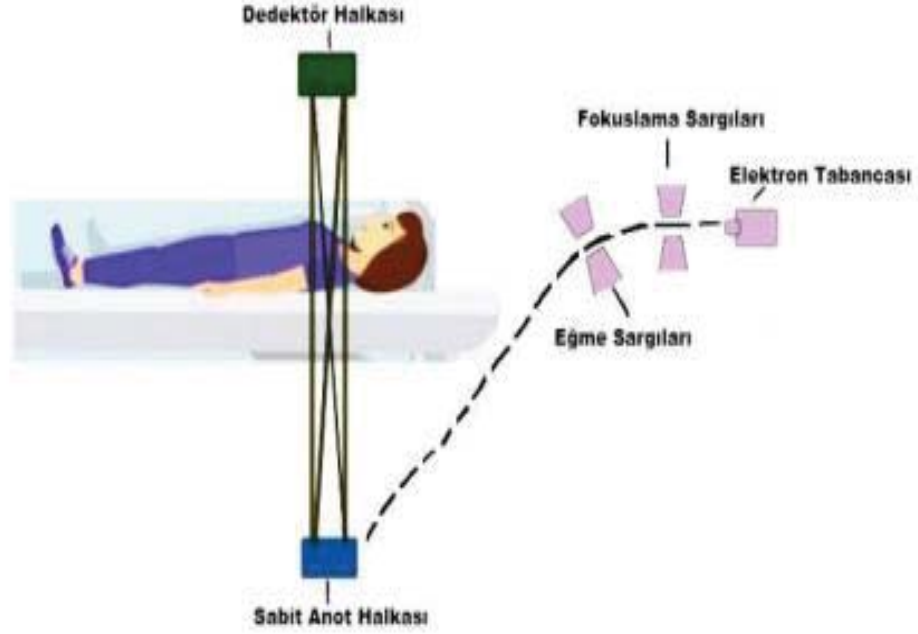
Dördüncü nesil BT cihazlarında, gantri'yi 360° saran ve hareketsiz olan dedektörler, X-ışını tüpü ile birlikte hastanın etrafında 360° dönmektedir. Tek bir kesiti taramak için geçen süre dördüncü nesil BT cihazlarında 4-5 saniyeye kadar azalmıştır. Bu cihazlarda kullanılan dedektörler Nutating ring dedektörler ve spiral slip ring dedektörler olarak iki çeşittir. Nutating ring dedektörlerde X-ışını

tüpü dedektörün dışında konumlanmıştır. X-ışın tüpü dönerken dedektörler tüp karşısında hareket eder. Spiral (helikal) ring sistemler dördüncü nesil cihazlarda geometrik olarak kullanılmaktadır (Çelik, 2013).



Şekil 2.16. Dört nesil BT cihazının yıllara göre gelişimi (Çelik, 2013).

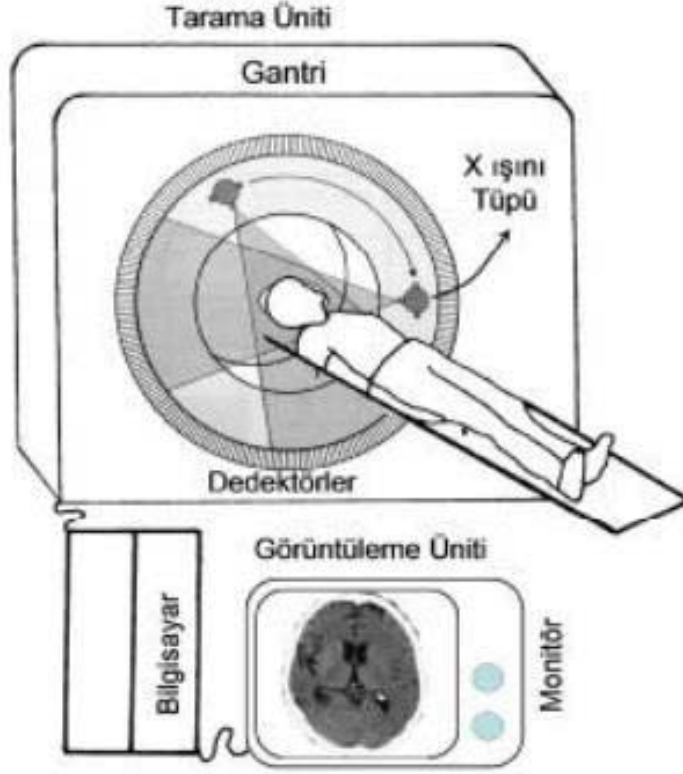
Beşinci nesil BT cihazları, oldukça hızlı (ultrafast) tasarlanmıştır. Dedektörler ve tüp sabit bir konumdadır. Dördüncü nesil BT cihazlarına benzer şekilde dedektörler halka biçimindedir. Gantrinin tamamı X-ışını tüpü olarak tasarlanmış ve gantri boşluğuna anot halkası konumlandırılmıştır. Katottan çıkan elektronlar hasta etrafındaki anoda yönlendirilir ve X-ışınları elde edilir. Beşinci nesil BT cihazlarında X-ışın demeti çok odaklı elektron demeti halinde üretildiği için görüntü elde etme süreleri saniyelerin de altında olmuştur. Düşük ve yüksek rezolüsyonlu olmak üzere iki ayrı çalışma modu vardır. Düşük rezolüsyon modunda masa hareketsiz kalarak, saniyenin yarısı kadar bir sürede ardışık sekiz kesit alınır. Yüksek rezolüsyon modunda ise 0,1-0,4 saniyede tek bir kesit alınır. Bu cihazlar halen geliştirilmekte olup kullanılmaya başlanmamıştır (MEB, 2011).



Şekil 2.17. Beşinci nesil BT cihazının yapısı (MEB, 2011).

2.10 Bilgisayarlı Tomografi Aletinin Temel Parçaları

BT cihazı 3 temel kısımdan meydana gelmektedir. Bunlar bilgisayar sistemi, tarama ve görüntüleme sistemidir. Tarama bölümünü gantri ve hasta masası oluşturur. Gantri içinde x ışını tüpü ve detektörü kesit görüntüsü elde ederken hasta etrafında hareket eder. Bilgisayar sistemi, inceleme yapılacak kesitdeki sayısal piksel değerlerini hesaplamaktadır. Görüntüleme bölümü ise görüntülerin meydana geldiği yerdir. Görüntüler işlenerek film üzerinde kayıt edilir (Tuncel, 2005).



Şekil 2.18.BT aletinin temel parçaları (Tuncel, 2005).

2.11 Bilgisayarlı Tomografinin Kullanıldığı Yerler

Bilgisayarlı Tomografinin kullanıldığı bazı alanlar şunlardır:

- Travma sonrası kemik veya organ görüntülemesinde,
- Damar yapısı görüntülemesinde,
- Kalp hastalıkları görüntülemesinde,
- Kanser teşhisi veya takibinde,
- Radyoterapi öncesi tedavi planlama sisteminde,
- Kemik hastalıklarının görüntülemesinde,
- Kemik erimesi tespitinde (osteoporosis).

2.12 BT'de Radyasyon Dozunu Etkileyen Parametreler

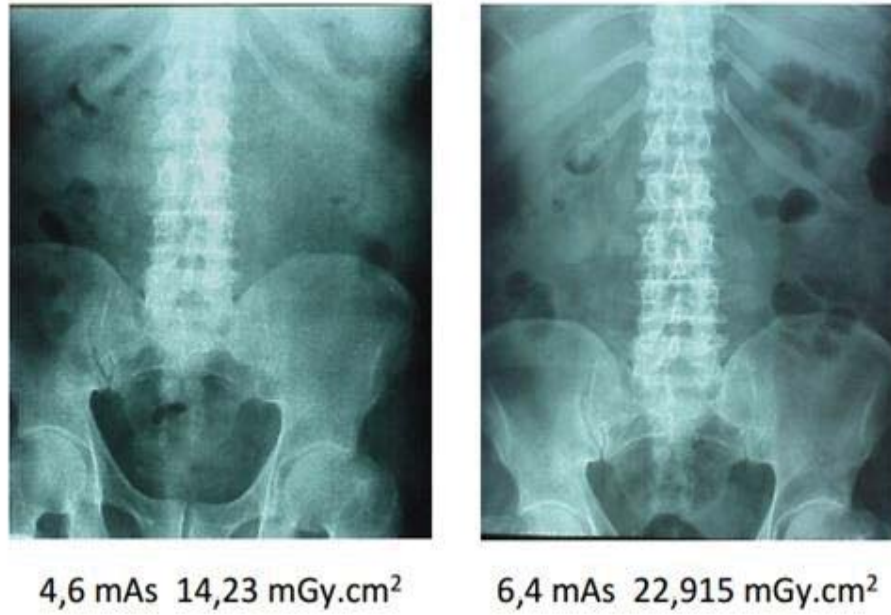
2.12.1 Tüp Voltajı (kV)

X-ışını tüpünde elde edilen X-ışınların enerjisi, katotdan çıkan elektronların enerjisine bağlıdır. Elektronun enerjisi ise elektronun hızına yani anot katot arasına uygulanan gerilime bağlıdır. Tüp voltajı olan kV'nin artması X ışını enerjisi artması demektir. Tüp voltajı kontrast, gürültü ve radyasyon dozu üzerinde etkilidir. Azalan kV ile dedektöre gelecek foton sayısı azalacağından

görüntüdeki gürültü de artacaktır. Obez olan hastalarda veya yüksek X-ışını soğurumu olan bölgelerin incelenmesinde yüksek kV önerilmektedir. Hasta dozunu azaltabilmek için ise tüp akımını azaltmak gerekir (Kavas, 2016). Tüp potansiyeli ile radyasyon dozu exponansiyel bir değişim gösterir. Örneğin kV 120'den 140'a artırıldığında hasta dozu %39 artmaktadır (Fındıklı, 2012).

2.12.2 Tüp Akımı - Rotasyon Süresi (mAs)

Çekim sırasında sıklıkla değiştirilen parametredir. Tüp akımı, x-ışını tüpünden çıkan foton sayısını ifade eder. Gantri dönüş süresi saniye ile foton sayısı çarpılırsa birim olarak miliampersaniye (mAs) bulunur (Fındıklı, 2012). Tüp akımı arttırılırsa görüntü kalitesi ve hastanın aldığı radyasyon miktarı doğrusal olarak artar. Tüp akımı yarı yarıya azaltılırsa hastanın radyasyon dozu %50 azalır. Çalışmalara göre, tüp akımını azaltarak baş-boyun, toraks, abdomen ve pelviste, görüntü kalitesinde değişim olmadan çalışmak mümkündür. X-ışınlarının geçtiği katı organların sayısal olarak düşük olması sebebiyle, toraks BT çekimlerinde düşük tüp akımının tercih edilmesi önerilmektedir (Kavas, 2016).

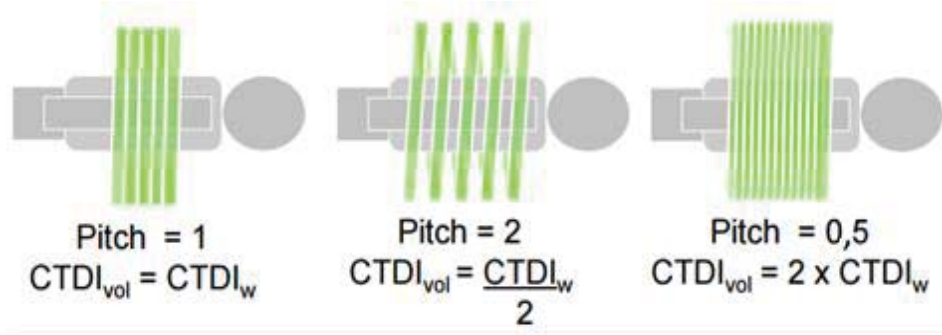


Şekil 2.19. Tüp akımının görüntü kalitesi ve hasta dozuna etkisi (Kavas, 2016).

2.12.3 Pitch Faktörü

Gantrinin her 360⁰ dönüşündeki masa hızının X-ışını demeti kalınlığına oranına 'pitch' denir (Kavas, 2016). Pitch faktörü artarsa görüntü elde etme süresi

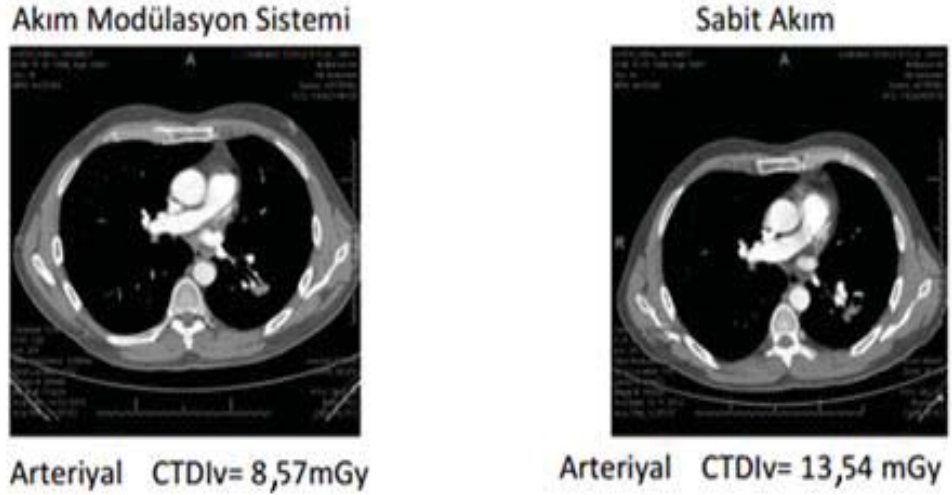
kısalır. Pitch faktörü hasta dozu ile ters orantılı olarak çalışır. Pitch faktörünün artmasıyla birlikte aksiyel kesit kalınlığı artmaktadır. Hasta dozu azalmaktadır. Pitch faktörünün azalması ile hasta dozu artmaktadır. Düşük pitch (düşük masa hızı) değerlerinde taranan kesitler tekrar tarandığı için (overlapping etkisi) görüntü kalitesi yüksektir. Ancak hasta dozunu artırır (Fındıklı, 2012).



Şekil 2.20. Pitch faktörünün hasta dozuna etkisi (Fındıklı, 2012).

2.12.4 Tüp Akımı Modülasyon Sistemi

Günümüz multidedektörlü BT cihazlarında tarama yapılan bölgeye bağlı olarak tüp akımı otomatik olarak değişebilmektedir. Eğer mA ve kV çekim boyunca sabit tutulursa, farklı vücut bölgelerinde farklı foton soğurumu meydana gelir. Dolayısıyla dedektörlerdeki piksel gürültüleri birbirinden farklı olur. Görüntü kalitesini optimum seviyede tutarak homojen bir görüntü elde etmek için X-ışını tüpü hastanın etrafında dönerken tüp akımı değiştirilir. Görüntüdeki gürültüler genellikle açılı projeksiyonlarda meydana gelen atenuasyonlardan kaynaklanır. Tüp akımı farklı projeksiyona ve farklı vücut bölgesine göre değiştirilerek gürültü azalmış olur. Açılı projeksiyonlarda tüp akımı artırılırken ön-arka projeksiyonlarda tüp akımı azaltılır. Böylece Tüp Akımı Modülasyon Sistemi ile gürültü miktarında ve hastanın aldığı radyasyon dozunda azalma sağlanır (Kavas, 2016).



Şekil 2.21. Tüp Akımı Modülasyon Sisteminin hasta dozuna etkisi (Kavas, 2016).

2.13 BT’de Kullanılan Radyasyon Dozu Parametrelerinin Tanımları

2.13.1 Bilgisayarlı Tomografi doz indeksi (CTDI)

Günümüzdeki BT cihazları 2002 senesinden itibaren hem BT çekimi öncesinde hem de BT çekimi sonrasında, BT radyasyon dozu parametresi olan hacimsel Bilgisayarlı Tomografi doz indeksi, volume computed tomography dose index, (CTDIvol) ve doz uzunluk çarpımı, dose length product, (DLP) indeksini ifade eder. CTDI, z eksenini boyunca bir dizi ardışık ışınlanmada sonrası ortalama soğurulan dozu belirtir (Dendy ve Heaton, 2012).

CTDIvol, standardize edilmiş (CTDI) fantomda tarama hacminin içinde direk ve kolay bir şekilde belirlenen dozu belirten dozimetrik parametreyi ifade eder. SI birimi miligraydır (mGy). CTDIvol, belirli çekim protokolüne göre oluşturulmuş fantom üzerinde dozu gösteren bir niceliktir (Boone, 2007).

2.13.2 Doz uzunluk çarpımı (DLP)

Belirli çekim protokolüne göre aktarılan toplam enerjiyi net bir şekilde ifade etmek için, soğurulan radyasyon dozu taranan uzunluk dikkate alınarak yapılmaktadır. Buna doz uzunluk çarpımı, Dose Length Product, denmektedir (Dendy ve Heaton, 2012).

$$DLP \text{ (mGy x cm)} = CTDIvol \text{ (mGy)} \times \text{tarama uzunluğu (cm)}$$

DLP, çekimin tamamına ait toplam soğurulan enerji ve potansiyel biyolojik etkiyi yansıtmaktadır (Dendy ve Heaton, 2012).

CTDIvol ve DLP, tüp voltajı, tüp akımı, gantri dönüş zamanı, pitch ve filtre gibi parametrelerden etkilenir (Dendy ve Heaton, 2012).

2.13.3 Etkin Doz

Etkin doz iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan dokudaki stokastik olasılığı ifade eden bir terimdir. Birimi mili-Sievert'tir (mSv). Hastaların görüntü alımı esnasında alınan radyasyon dozu miktarının toplamının hesaplanmasını ve toplam riskin tahminini kapsar. Etkin doz cinsiyet ve yaş üzerinden doku üzerindeki ortalama radyasyon zararını ifade eder (Ambarcıoğlu, 2014).

$$H_E = \sum_T W_T \cdot H_T$$

H_E ; etkin doz, W_T ; doku ağırlık faktörü, H_T ; dokuya ait eşdeğer doz olmak üzere tüm dokular üzerinden alınan çarpımların toplanması ile etkin doz elde edilir. Bazı doku ve organlara ağırlık faktörleri Tablo 2.2 de verilmiştir (ICRP, 2007).

Tablo 2.2. Organ ve dokuların ağırlık faktörü (ICRP, 2007).

Doku/Organ	ICRP-103'e göre ağırlık faktörü	Doku/Organ	ICRP-103'e göre ağırlık faktörü
Meme	0.12	Karaciğer	0.04
Kemik İliği	0.12	Ösefagus	0.04
Kolon	0.12	Tiroidler	0.04
Akciğerler	0.12	Kemik	0.01
Mide	0.12	Beyin	0.01
Gonad	0.08	Tükürük Bezi	0.01
Mesane	0.04	Cilt	0.01

European Working Group for Guidelines on Quality Criteria in CT, BT'de etkin doz hesabı için genel bir formül geliştirdi. Bu formül ile DLP değeri tarama yapılan vücut bölgesindeki k katsayıları ile çarpılarak etkin doz değeri elde edilmektedir (Gökharman, vd., 2016).

$$\text{Etkin Doz (mSv)} = \text{DLP (mGy.cm)} \times k [\text{mSv}/(\text{mGy.cm})]$$

Kişilerin almış olduğu etkin doz değeri arttıkça, ölümlerle sonuçlanma olasılığı, ölümcül olmayan kanser katkısı ve kalıtsal etkilerin katkısı yüzdesel olarak artmaktadır. International Atomic Energy Agency Safety Report Series No:4'e göre radyasyonun kişiler üzerinde oluşturabileceği hasarın yüzdesel olarak ifadesi Tablo 2.3 de belirtilmiştir (IAEA, 1998).

Tablo 2.3. Radyasyonun kişiler üzerinde oluşturabileceği hasarın yüzdesel olarak ifadesi (IAEA, 1998).

Yıllık Etkin Doz (mSv)	1	2	3	5
Ölümlerle Sonuçlanma Olasılığı (%)	0,4	0,8	1,1	2
Ölümcül Olmayan Kanser Katkısı (%)	0,08	0,16	0,22	0,4
Kalıtsal Etkilerin Katkısı (%)	0,11	0,21	0,29	0,53

2.14 Radyasyonun İnsanlar Üzerindeki Etkileri

Radyasyon insan vücudundaki atom ve moleküllerle etkileşerek enerji soğurumu meydana gelmektedir. Bu nedenle insanlarda radyasyondan kaynaklı üç tip etki meydana gelebilmektedir (White ve Pharoah, 2004).

2.14.1 Somatik Etkiler

Üreme sistemi haricindeki vücut fonksiyonlarını sürdüren bütün dokulara ait hücrelere somatik hücreler adı verilmektedir. Radyasyon nedeniyle somatik hücrelerde meydana gelen hasarlar gelecek nesillere geçmez. Somatik etki, toplam radyasyon dozuna, radyasyona maruz kalma süresine, radyasyona maruz kalan vücut genişliğine ve hassasiyetine bağlıdır. Kısa sürede alınarak ölümcül olabilecek yüksek radyasyon dozları uzun seneler içerisinde küçük dozlar halinde alınırsa herhangi bir etki bile göstermeyebilir. Bunun sebebi zaman içerisinde insan dokusunun kendisini sürekli yenilemesidir (White ve Pharoah, 2004).

Somatik etkiler akut (erken) somatik etkiler ve kronik (geç) somatik etkiler olmak üzere 2 çeşittir.

Akut (erken) somatik etkilerde kişi çok yüksek bir radyasyon dozuna tek bir kez maruz kalır. Maruz kalınan radyasyon dozu 1 Gy'in üzerindeki dozlar olarak ifade edilir. Akut somatik etkiler kişiden kişiye göre değişmektedir. İştahsızlık,

bulantı, kusma, saç dökülmesi, ateş gibi etkiler görülebilmektedir. İnsanlarda ortalama ölümcül radyasyon dozu 4.5 Gy olarak ifade edilir.

Kronik (geç) somatik etkilerde kişi uzun bir zaman içerisinde düşük radyasyon dozlarına maruz kalır. Ciltde bozulmalar, yanıklar, lösemi, tümör oluşumu gibi etkiler görülebilmektedir (White ve Pharoah, 2004).

2.14.2 Genetik Etkiler

İnsan vücudundaki organizmaların kromozomları DNA ve proteinlerden meydana gelmektedir. Sarmal şeklindeki DNA'lar genetik bilgiler taşımaktadır. Hücre çoğalmasında mitoz bölünme esnasında her bir kromozom kendini kopyalar. Bu çoğalma sırasında kromozomlarda yapısal veya kimyasal değişiklikler olabilir. Bu değişikliklere mutasyon adı verilir. Mutasyon olayı hem üreme hücrelerinde hem de somatik hücrelerde meydana gelebilir. Somatik hücrelerde meydana gelen mutasyon kansere neden olurken üreme hücrelerinde meydana gelen mutasyon gelecek nesillere kalıtsal olarak aktarılır. Oluşan bu mutasyonlar genellikle kromozom kırıkları, kromozom kopması, kromozom parçalanması veya parçaların yeniden kaynaşması şeklinde olabilir. Üreme hücrelerinin maruz kaldığı radyasyon dozu arttıkça oluşan mutasyonlar da artmaktadır. Ayrıca mutasyonlar kalıcıdır ve radyasyonun herhangi bir eşik dozu ile ifade edilmezler yani küçük radyasyon dozları birikerek yıllar sonra etkileri ortaya çıkabilir (White ve Pharoah, 2004).

Yapılan çalışmalar sonucu gebelerde düşük oluşumu veya doğan çocuklardaki kromozom bozukluğu kaynaklı Down sendromu gibi durumlar radyasyonun genetik etkileri arasında gösterilmektedir. (White ve Pharoah, 2004).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Öncelikle 2018 yılı içerisinde 9 farklı hastanedeki toplam 11 Bilgisayarlı Tomografi cihazında toraks, abdomen ve pelvis protokolleri doğrultusunda çekim yapılan hastaların DLP doz değerlerini öğrenmek için belirlenen hastanelere ait il sağlık müdürlüklerinden veri toplama izni alınmıştır. Daha sonra belirlenen 9 farklı hastaneye ait BT cihazlarından 2018 yılı içerisinde 50 adet toraks, 50 adet abdomen, 50 adet pelvis protokolü ile tarama yapılmış hastaya ait DLP doz değerleri alınmıştır. Şekil 3.5'de gösterildiği gibi her bir hastaya ait DLP değeri

not edildikten sonra bu DLP değerleri, Tablo 4.1’de ifade edilen Türk Radyoloji Dergisi 2016 yılında yayınlanan bir çalışmada kullanılan etkin doz dönüşüm katsayıları ile çarpılarak etkin doz değerleri elde edilmiştir. Ayrıca tüm protokollerde her bir hastanın BT çekimine ait kV, mAs, kesit kalınlığı parametreleri ile birlikte çekimin Tp Akımı Modülasyon Sistemi kullanım bilgileri not edilmiştir. Hastalara ait sadece kilo bilgisi sistemde olduğu için ve kilo ile çekim sırasında değişkenlik gösteren mAs değerleri arasında ilişkilendirmeye olanak olmadığı için hastaların vücut kitle indeks değerleri not edilmemiştir. Elde edilen doz değerleri Avrupa standartları ile karşılaştırılmıştır. Hasta dozuna etki eden faktörler yorumlanarak hasta dozunu azaltmak için öneriler belirtilmiştir.

9 farklı hastanede kullanılmakta olan BT cihazlarının genelde GE marka Discovery model veya Revolution EVO model, Toshiba marka Activion model, Aquilion model, Asteion model veya Alexion model, Philips marka Brilliance CT 64 model, Siemens marka SOMATOM Emotion model olduğu görülmüştür.



şekil 3.1. GE marka Discovery model ve Revolution EVO model BT cihazları (GE Healthcare, 2020)



şekil 3.2. Toshiba marka Activion model, Aquilion model, Asteion model ve Alexion model BT cihazları (BC technical, 2020)



Şekil 3.3. Philips marka Brilliance CT 64 model BT cihazı (Philips, 2020)



Şekil 3.4. Siemens marka SOMATOM Emotion model BT cihazı (LNB medical, 2020)

Dose Report				
Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy cm)	Phantom cm
Scout	-	-	-	-
Axial	I127.500-I127.500	13.16	6.57	Body 32
Helical	I235.250-I2.750	4.95	138.04	Body 32
Total Exam DLP:			144.61	

KV
SI: mm
512x512
Dose Report

1/1

Şekil 3.5. Tarama sonrası hastaya ait DLP değerini gösteren örnek tablo (Radiology MRI, 2011)

Kullanılmakta olan BT cihazlarının tüp akımı modülasyon sistemi özelliğinin olup olmadığı Tablo 3.1 de belirtilmiştir.

Tablo 3.2. Kullanılan BT cihazlarının tüp akımı modülasyon sistemi özelliği

Kullanılan BT cihazının marka ve modeli	Tüp akımı modülasyon sistemi özelliği
GE marka Discovery model	VAR
GE marka Revolution EVO model	VAR
Toshiba marka Activion model	YOK
Toshiba marka Aquilion model	VAR
Toshiba marka Asteion model	YOK
Toshiba marka Alexion model	YOK
Philips marka Brilliance CT 64 model	YOK
Siemens marka SOMATOM Emotion model	VAR

4. BULGULAR

DLP'den etkin doza dönüşüm için Türk Radyoloji Dergisi 2016 yılında yayınlanan bir yayındaki çalışmada kullanılan dönüşüm katsayıları Tablo 4.1 de belirtilmiştir.

Tablo 4.2. DLP'den etkin doza dönüşüm katsayıları

Etkin doz dönüşüm katsayıları [mSv/(mGy.cm)]		
Toraks	Abdomen	Pelvis
0,0105	0,0134	0,01

9 farklı hastaneye ait toplam 11 BT cihazındaki toraks, abdomen ve pelvis protokolleri sonucu 50'şer hastaya ait DLP değerlerinin ortalamaları alınmıştır. Daha sonra etkin doz dönüşüm katsayıları ile hesaplanması ile elde edilen etkin doz (mSv) değerleri Tablo 4.2 ve Tablo 4.3'te belirtilmiştir.

Tablo 4.2. Prokollere göre hastaların DLP (mGy.cm) değerleri

Tüm Hastanelere ait BT cihazları	Hastaların DLP (mGy.cm) değerleri		
	Toraks	Abdomen	Pelvis
1 numaralı BT	628,04	689,86	553,48
2 numaralı BT	322,24	378,22	360,34
3 numaralı BT	313,32	356,52	343,28
4 numaralı BT	308,14	355,22	340,06
5 numaralı BT	292,26	431,96	409,78
6 numaralı BT	321,02	487,14	439,04
7 numaralı BT	295,24	329,74	317,02
8 numaralı BT	772,08	920,12	816,62
9 numaralı BT	489,08	636,34	530,90
10 numaralı BT	679,62	803,12	580,04
11 numaralı BT	685,74	867,74	747,46

Tablo 4.3. Prokollere göre hastaların Etkin Doz (mSv) değerleri

Tüm Hastanelere ait BT cihazları	Hastaların Etkin Doz (mSv) değerleri		
	Toraks	Abdomen	Pelvis
1 numaralı BT	6,59	9,24	5,53
2 numaralı BT	3,38	5,06	3,6
3 numaralı BT	3,28	4,77	3,43
4 numaralı BT	3,23	4,75	3,4
5 numaralı BT	3,06	5,78	4,09
6 numaralı BT	3,37	6,52	4,39
7 numaralı BT	3,1	4,41	3,17
8 numaralı BT	8,1	12,32	8,16
9 numaralı BT	5,13	8,52	5,3
10 numaralı BT	7,13	10,76	5,8
11 numaralı BT	7,2	11,62	7,47

9 farklı hastaneye ait toplam 11 BT cihazındaki çekim protokollerine ait kV, mAs, kesit kalınlığı parametreleri ile birlikte çekim yapılan BT cihazının tüp akımı modülasyon sistemi özelliği bilgileri Tablo 4.4 de belirtilmiştir.

Tablo 4.4. BT cihazlarına ait kV, mAs, kesit kalınlığı ve tüp akımı modülasyon sistemi özelliği bilgileri

Tüm Hastanelere ait BT cihazları	Tüp Akımı Modülasyon Sistemi	kV	mAs			Kesit Kalınlığı (mm)		
			Toraks	Abdomen	Pelvis	Toraks	Abdomen	Pelvis
1 numaralı BT	VAR	120	Otomatik			1	1	1
2 numaralı BT	VAR	120	Otomatik			2,5	2,5	2,5
3 numaralı BT	VAR	120	Otomatik			3	3	3
4 numaralı BT	VAR	120	Otomatik			3	3	3
5 numaralı BT	VAR	120	Otomatik			5	1,25	1,25
6 numaralı BT	VAR	120	Otomatik			5	5	5
7 numaralı BT	VAR	120	Otomatik			5	5	5
8 numaralı BT	YOK	120	112	150	150	1	1	1
9 numaralı BT	YOK	120	80	80	200	2	3	2
10 numaralı BT	YOK	120	200	200	250	2	3	2
11 numaralı BT	YOK	120	112	112	112	4	3	2

European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography (EUR 16262 EN)'e göre Toraks, Abdomen ve Pelvis çekimleri sonrası olabilecek maksimum DLP (mGy.cm) ve etkin doz (mSv) değerleri Tablo 4.5 ve Tablo 4.6 da belirtilmiştir.

Tablo 4.5. EUR 16262 EN (Avrupa standartlarına) göre hastaların DLP (mGy.cm) değerleri

Avrupa Standartları DLP (mGy.cm) Değerleri		
Toraks	Abdomen	Pelvis
650	780	570

Tablo 4.6. EUR 16262 EN (Avrupa standartlarına) göre hastaların etkin doz (mSv) değerleri

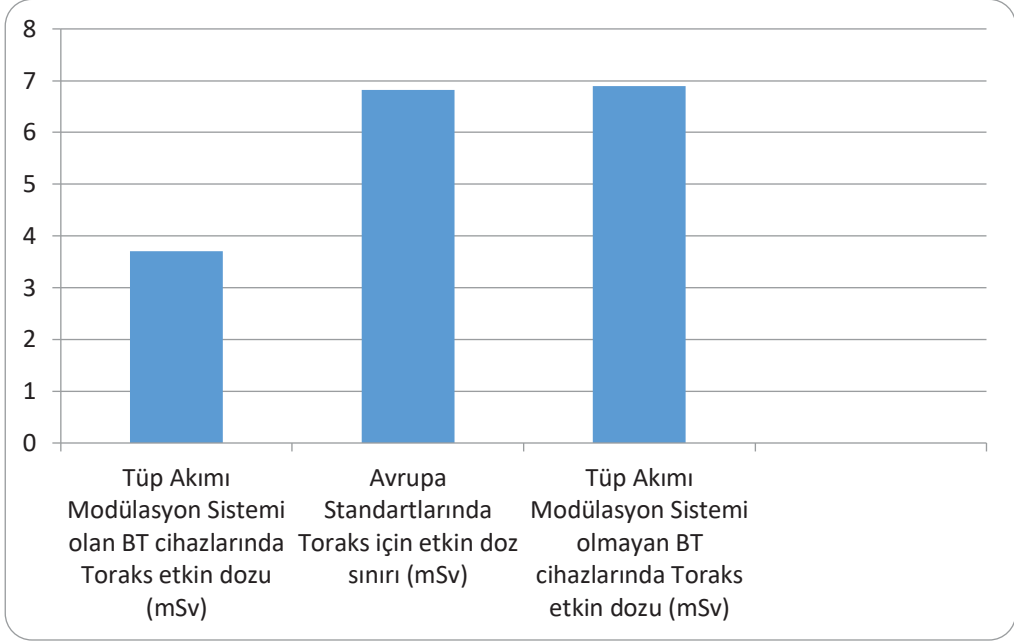
Avrupa Standartları Etkin Doz (mSv) Değerleri		
Toraks	Abdomen	Pelvis
6,82	10,45	5,7

9 farklı hastaneye ait toplam 11 BT cihazının tüp akımı modülasyon sistemi özelliğine göre hastaların etkin doz değerleri ile Avrupa standartlarına göre hastaların etkin doz değerlerinin karşılaştırılmasını gösteren veriler Tablo 4.7 de belirtilmiştir.

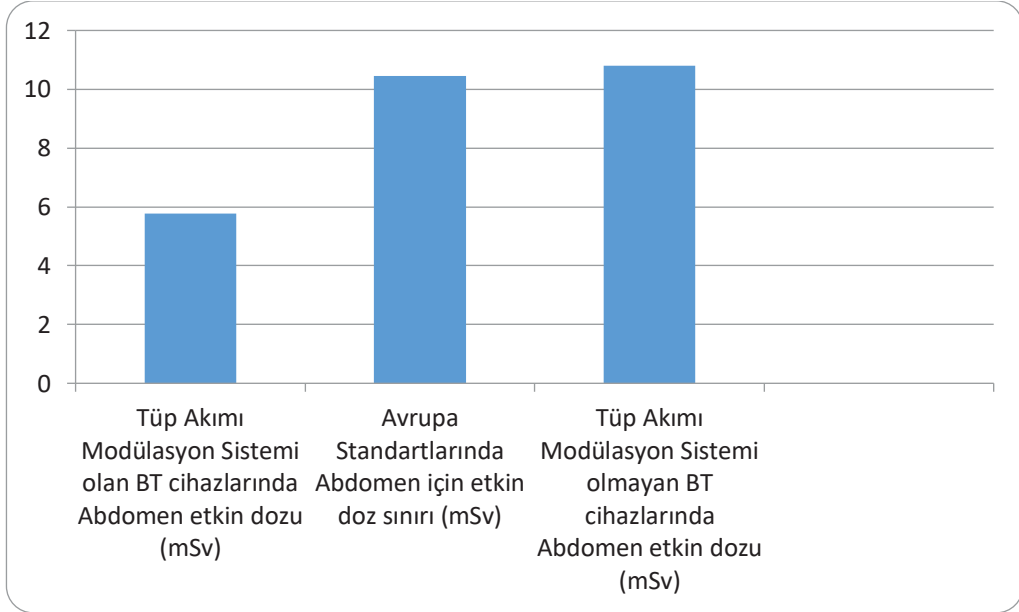
Tablo 4.7. Tüp akımı modülasyon sistemi özelliğine göre elde edilen etkin doz değerlerinin

Avrupa standartlarına göre karşılaştırılması

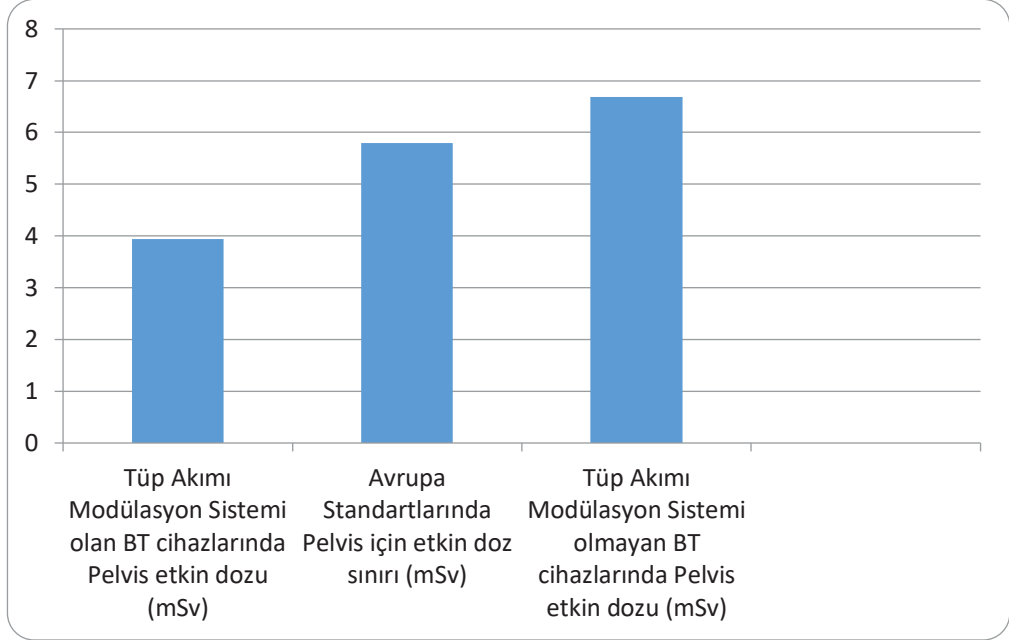
	Ortalama Etkin Dozlar (mSv)		
	Toraks	Abdomen	Pelvis
Tüp Akımı Modülasyon Sistemi VAR olan BT cihazları	3,71	5,78	3,94
Tüp Akımı Modülasyon Sistemi YOK olan BT cihazları	6,89	10,81	6,68
Avrupa Standartları BT cihazları	6,82	10,45	5,7



Şekil 4.1. Toraks protokolü için etkin dozların karşılaştırılması



Şekil 4.2. Abdomen protokolü için etkin dozların karşılaştırılması



Şekil 4.3. Pelvis protokolü için etkin dozların karşılaştırılması

5. TARTIŞMA VE YORUM

Tablo 4.7'den anlaşılacağı üzere tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olan 11 adet BT cihazının tamamındaki etkin doz değerleri Avrupa Standartlarına göre düşük çıkmıştır. Tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olan cihazlarda her 3 protokol sonucu hastaların almış olduğu etkin doz değerleri Avrupa Standartları kriterleri olan dozlara göre düşüktür. Tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olmayan cihazlarda her 3 protokol sonucu hastaların almış olduğu etkin doz değerleri Avrupa Standartlarının üzerinde çıkmıştır. Bu sonuca göre tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olmayan cihazlarda tarama yapılan hastalarda uzun vadede kanser oluşma riski tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olan cihazlara göre daha yüksektir.

Tablo 4.4'ten anlaşılacağı üzere tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olan 1 ve 3 numaralı BT cihazları karşılaştırıldığında kullanılan kV değerleri aynı olduğu halde 1 numaralı BT'ye ait toraks, abdomen ve pelvis etkin doz değerleri 3 numaralı BT'ye göre yüksek çıkmıştır. Bunun sebebi 1 numaralı BT'de her 3 protokol için kullanılan kesit kalınlığı 1mm iken 3 numaralı BT'deki kesit kalınlığı 3mm'dir. Kullanılan kesit kalınlığı azaldıkça taranan kesitler tekrar tarandığı için overlapping etkisinden dolayı hasta dozu artmaktadır. Kesit kalınlığı arttıkça hasta dozu azalmaktadır. Dolayısıyla BT'de tüp akımı modülasyon

sistemi özelliği olsa bile çekim esnasında kullanılan kesit kalınlığı azaltılırsa hastanın aldığı doz artmaktadır.

Tablo 4.4'ten anlaşılacağı üzere tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olmayan 9 ve 10 numaralı BT cihazları karşılaştırıldığında her 3 protokole ait kV ve kesit kalınlığı değerleri aynı olduğu halde 10 numaralı BT'ye ait toraks, abdomen ve pelvis etkin doz değerleri 9 numaralı BT'ye göre yüksek çıkmıştır. Bunun sebebi 10 numaralı BT'de toraks, abdomen ve pelvis protokolleri için kullanılan mAs değerleri sırasıyla 200, 200, 250 iken 9 numaralı BT'de mAs değerleri sırasıyla 80, 80, 200 dir. Kullanılan mAs değerleri ile hasta dozu doğru orantılı olarak değişmektedir. 10 numaralı BT'deki mAs değerleri 9 numaralı BT'ye göre daha yüksek olduğu için 10 numaralı BT'deki hasta dozu değerleri daha yüksek çıkmıştır.

Daha önce Kanada, Tayvan, Tanzanya ve Türkiye'de yapılmış olan benzer çalışmalar incelendiğinde çekim protokollerinin en az bir tanesine ait hasta doz değeri Avrupa standartlarına göre yüksek çıkmıştır. Hiçbir ülkede hem toraks hem abdomen hem de pelvis etkin doz değerlerinin tamamı Avrupa standartlarına göre düşük çıkmamıştır. Bu durumun sebebi olarak, cihazlarda belirlenen çekim protokollerine dikkat edilmemesi (düşük kolimatör genişliği, gereksiz fazla tarama uzunluğu), cihazda çalışan personelin yetersiz bilgi ve eğitimi olarak ifade edilmiştir. Ayrıca hasta dozlarına dikkat edilmediği takdirde radyasyonun bu hastalar üzerindeki geç yan etkilerinin olasılığının artacağı ifade edilmiştir.

Yapmış olduğum çalışmada tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olan BT cihazlarındaki hasta dozları Avrupa standartlarını sağlamıştır. Tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olduğu halde kesit kalınlığının düşük seçilmesi hasta dozunu artırmıştır. Tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olmayan BT cihazlarında ise her 3 protokolde de hasta dozları Avrupa standartlarını sağlamamıştır. Ayrıca tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olmayan BT cihazlarında kullanılan mAs değeri arttığında hasta etkin dozunun arttığı görülmüştür.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bilgisayarlı tomografi çekimi sonrasında hastaların en çok merak ettikleri konuların başında almış oldukları radyasyon miktarının bir soruna yol açıp açmadığıdır.

BT ile kan pıhtıları, kanama veya kanser gibi hayati tehlikesi olabilecek durumların teşhisinde çok önemli bir görüntüleme tekniğidir. Ancak BT görüntüleme sırasında x ışınları kullanılmasından dolayı vücut içerisinde dokular üzerinde radyasyondan kaynaklı doz soğurumu ve iyonizasyon olayları gerçekleşmektedir.

BT tekniğinde daha detaylı görüntüleme elde edildiği için kullanılan radyasyon miktarı röntgen sırasında kullanılan radyasyondan çok daha fazladır.

Günümüzde en çok radyasyona maruz kalınan görüntüleme yöntemi olan BT'de hasta dozlarını mümkün olduğunca alt seviyelerde tutmak gerekmektedir.

International Atomic Energy Agency Safety Report Series No:4'e göre kişilerin almış olduğu etkin doz değeri arttıkça uzun vadede ölümle sonuçlanma olasılığı, ölümcül olmayan kanser katkısı ve kalıtsal etkilerin katkısı yüzdesel olarak artmaktadır.

Bilgisayarlı Tomografi taramalarında kullanılan düşük radyasyon dozlarının uzun vadeli zararları çok düşüktür. Ayrıca gelişen teknoloji ile birlikte çok daha hızlı ve düşük doz radyasyon ile saniyeler içinde neredeyse tüm vücut taranabilmektedir. Genellikle herhangi bir kişinin tipik bir Bilgisayarlı Tomografi işleminden ölümcül bir kanser gelişmesi riskinin 2000'de 1 olduğu düşünülmektedir.

Kliniklerde kullanılan BT cihazlarında mümkün olduğunca tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olması gerekmektedir. Yeni BT cihazı alımlarında tüp akımı modülasyon sisteminin olmasına dikkat edilmelidir. Mümkünse mevcut BT cihazlarına bu özellik ilave edilmelidir. Hasta dozunu düşürerek Avrupa standartlarının altında tutmanın en etkili yolu BT cihazındaki bu özelliktir. Her ne kadar BT cihazının tüp akımı modülasyon özelliği olsa bile çekim sırasında kullanılan kesit kalınlığının gereğinden düşük seçilmesi hasta dozunu artırmaktadır. Tüp akımı modülasyon sistemi özelliği olmayan cihazlarda ise mAs

seçimi yapılırken hastanın kilosu ve yaşına dikkat edilmelidir. Çünkü gereğinden yüksek seçilen mAs hasta dozunu artırmaktadır. Ayrıca tüm çekim protokollerinde tarama uzunluğu gereğinden fazla olmamalıdır. Çünkü tarama uzunluğu arttıkça hasta dozu artmaktadır. Tüm bu bilgiler doğrultusunda BT cihazlarında tüp akımı modülasyon sisteminin olmasına özen gösterilmeli ve BT cihazı ile çalışan hekimlerin ve sağlık teknikerlerinin BT hakkında gerekli eğitimleri almaları gerekmektedir.

KAYNAKLAR

- Ambarcıoğlu, KP. (2014). Radyasyona Maruz Kalan Erkek Sağlık Personelinin Çocuklarının Cinsiyet Oranı Dağılımı. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı, 878, İstanbul.
- Ataç G. K., vd. (haz.). (2015). Patient doses from CT examinations in Turkey. BC technical (2020). From <https://www.bctechnical.com/systems/aquilion-64/>.
- Beiser, A. (1995). Modern Fiziğin Kavramları. Mc Graw-Hill, Inc. Çeviri: Gülsen Önengüt. Aralık 1997. İstanbul-Ayhan Matbaası.
- Berrington de Gonzalez A, et al. (2007). Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. 169(22). 2071-2077.
- Bilgisayarlı Tomografi cihazları 725TTT082 (2011). Ankara: Milli Eğitim Bakanlığı (MEB).
- Boone, JM. (2007). The trouble with CTD100. Medical Physics. 34(4). 1364-1371.
- Brenner, DJ. and EJ. Hall. (2007). Computed tomography: an increasing source of radiation exposure. 357 (22). 2277-2284.
- Çelik, M. (2013). 256-Kesitli Çift Tüplü Bt Cihazı ile Yapılan Koroner Anjiyografinin Konvansiyonel Koroner Anjiyografi ile Karşılaştırılması. Uzmanlık Tezi. Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı, 29, Konya.
- David, A. Leswick, et al. (2009). Radiation Dose from Diagnostic Computed Tomography in Saskatchewan. 71-78
- Dance, D.R., et al. (2014). Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students. International Atomic Energy Agency, s.2-44, Vienna.
- Dendy, P. P. and B. Heaton. (2012). Physics for Diagnostic Radiology. 8(14). 386-395.
- Fındıklı, İ. (2012). Bilgisayarlı Tomografide Yetişkin ve Çocuk Hastalar İçin Farklı Sistemlerde Uygun Klinik Protokollerin Saptanması. Yüksek Lisans Tezi. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı, 34, Ankara.
- GE Healtycare (2020). From <https://www.gehealthcare.com/courses/discovery-ct750-hd>.
- Gökharman, FD., vd. (haz.). (2016). Radyasyon Güvenliğinde Mesleki Olarak Bilmemiz Gerekenler. 7(2). 35- 40.
- Harorlu, A., vd. (haz.). (2001). Dişhekimliğinde Radyolojide Temel Kavramlar ve Radyodiagnostik. Atatürk Üniversitesi Ziraat Fakültesi Ofset Tesisleri, Erzurum.

- Kavas, Y. (2016). Mamografi Çekimi Yapılan Hastalarda Cranio Caudal Çekim Protokolüne Göre Konvansiyonel ve Dijital Mamografide Yüzey Dozunun Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoloji Anabilim Dalı, 16, Ankara.
- Kaya, T., vd. (haz.). (1997). Temel Radyoloji Tekniği. Güneş ve Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul.
- Kelsey, C.A., Heintz, P.H., Chambers, G.D., Sandoval, D.J., Adolphi, N.L., Paffett, K.S., 2014. Radiation Biology of Medical Imaging. Wiley Blackwell, s.42- 76, USA.
- LNB Medical (2020). From <https://lbnmedical.com/product/ct/siemens-somatom-emotion-16/>.
- Muhogora W.E. et al. (2005). Radiation doses to patients during selected CT procedures at four hospitals in Tanzania.
- Oca Pernas R, et al. (2014). Comparison of image quality and radiation dose in computed tomography angiography of the peripheral arteries using tube voltage of 80kV versus 100 kV. 56(6). 541-547.
- Oyar, O. (1998). Radyolojide Temel Fizik Kavramlar. Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul.
- Philips (2020). From <https://www.philips.com.tr/healthcare/product/HC889407/brilliance-64-ds-refurbished-ct-scanner>.
- Planning the Medical Response to Radiological Accidents (1998). Vienna: International Atomic Energy Agency (IAEA).
- Radiology MRI (2011). From <https://radiologymri.blogspot.com/2011/01/ct-radiation-dose-report.html>.
- Sabarudin, A. and Z. Sun. (2013). Radiation dose measurements in coronary CT angiography. 5(12). 459-464.
- Shah DJ, et al. (2012). Radiation-induced cancer: a modern view. 85 (1020). 1166-1173.
- The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection (2007). Stockholm: International Commission on Radiological Protection (ICRP).
- Tsai H.Y. et al. (2007). Survey of computed tomography scanners in Taiwan: Dose descriptors, dose guidance levels and effective doses.
- Tuncel, E. (2005). Radyolojik Tanıda Temel Kavramlar Ders Notları. Uludağ Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı.
- Turner, J.E.,2007. Atoms, Radiation, and Radiation Protection. Wiley-VCH, s.387, USA.
- White, SC and MJ. Pharoah. (2004). Oral Radiology. Principles and Interpretation. Fifth Ed. Mosby Ins, St Louis, Missouri.

ETİK KURULU KARARI



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/31

18 .01.2019

Sayın Prof. Dr. Murat DANACI

Etik Kurulumuza sunmuş olduğunuz 2018 yılında Orta Karadeniz bölgesindeki hastaların toraks, abdomen ve pelvis bilgisayarlı tomografi sonucu almış oldukları etkin dozlar başlıklı OMÜ KAEEK 2019/31 Karar Radyoloji çalışması nolu nitelikli araştırma projeniz Klinik Araştırmalar Etik Kurulu yönergesine göre 17.01.2019 tarihli Etik Kurulumuzda incelenmiş etik açıdan uygun bulunmuştur. Ancak araştırmanın yapılacağı yerlerdeki ilgili kurumlardan izin yazısı alınmadığından ilgili kurumlardan izin yazısı alınıp, tarafımıza bildirilmesinden sonra *başlanmasına* oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinize arz/rica ederim.

Prof.Dr.Banış ÇOLAK
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

ÖZ GEÇMİŞ



Salih GÖRÜR, 19.01.1987 tarihinde Samsun'da doğdu. Samsun Namık Kemal Anadolu Lisesi'ni bitirdikten sonra Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi'nden 2008 yılında mezun oldu. 2012 yılında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Sağlık Fiziki Yüksek Lisans programını bitirdi. Mezuniyetinden bu yana Sağlık Fizikçisi olarak görev yapan Salih GÖRÜR, iyi derecede İngilizce bilmektedir. Temel ilgi alanları, spor, yüzmeye, balıkçılık.

İletişim Bilgileri

Email : salihgorur_1987@hotmail.com