



**FARKLI DOZ ALGORİTMALARI KULLANILARAK
YAPILAN BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ÇEKİMLERİ
ESNASINDA OPERATÖR ODASINDA RADYASYON
DOZLARININ ÖLÇÜLMESİ VE RADYASYON
ÇALIŞANLARININ MARUZ KALDIĞI RADYASYON
DOZLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Murat YAĞMUR

Radyoloji Anabilim Dalı

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Ahmet YALÇIN

Yüksek Lisans Tezi-2023



SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Graduate School of Health Sciences

**FARKLI DOZ ALGORİTMALARI KULLANILARAK
YAPILAN BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ÇEKİMLERİ
ESNASINDA OPERATÖR ODASINDA RADYASYON
DOZLARININ ÖLÇÜLMESİ VE RADYASYON
ÇALIŞANLARININ MARUZ KALDIĞI RADYASYON
DOZLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Murat YAĞMUR

**Radyoloji Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği
Yüksek Lisans Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Ahmet YALÇIN**

**ERZURUM
2023**

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	III
ÖZET	IV
ABSTRACT.....	V
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLolar DİZİNİ	IX
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Radyasyon Nedir.....	4
2.1.1. Radyasyon Türleri.....	4
2.1.2. Radyasyon Terimleri ve Özel Birimleri.....	7
2.1.3. Radyasyonun Belirlenmesi ve Ölçülmesi	9
2.1.3.1. Radyasyon Ölçüm Cihazları	12
2.1.3.2. Detektörler	13
2.1.3.3. Dozimetreler	17
2.3. Tanısal Radyolojik Görüntüleme	19
2.3.1. Bilgisayarlı Tomografi.....	20
3. MATERYAL VE METOT.....	22
3.1. Hasta Seçimi	22
3.2. Radyasyonun Ölçülmesi ve Temel Kriterler	23
3.3. Kullanılan Araçlar ve Yöntemsel Bileşenler	23
3.3.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı ve Farklı Doz Algoritmaları	23
3.2.2. Ölçüm Cihazı ve Şahsi Dozimetre.....	25

3.3. İstatistiksel Yöntemler	26
3.3.1. Shapiro-Wilk.....	26
3.3.2. Anova.....	26
3.3.3. Post-hoc Analiz.....	27
4. BULGULAR.....	29
5. TARTIŞMA.....	32
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	49
KAYNAKLAR	51
EKLER	60
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	60
EK-2. ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU	61
EK-4. KURUM İZNİ	64

TEŞEKKÜR

Doktora tezi olarak sunduğum bu çalışmayı, değerli bilgi ve katkıları ile yöneten, tezimin her aşamasında yardımlarını esirgemeyen danışman hocam Sayın Doç. Dr. Ahmet YALÇIN'a en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Yaptığım bu çalışmada benden maddi ve manevi desteğini hiçbir zaman esirgemeyen hep yanımda olan anneme ve babama ne kadar teşekkür etsem azdır. Aynı zamanda yüksek lisans tez döneminin başından sonuna kadar her türlü konuda bana destek veren değerli büyüğüm Sağlık Bilimleri Enstitü Sekreterine ve tezin ölçüm aşamasında bana her konuda yardımcı olan Atatürk Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Acil Birimi Radyoloji Bölümü personellerine teşekkürü bir borç bilirim. Beni bugünlere getiren, geçmişten günümüze bana eğitim ve öğretimde destek olan bütün hocalarıma da teşekkür eder saygılarımı sunarım.

ÖZET

Farklı Doz Algoritmalarıyla Yapılan BT Çekimleri Esnasında Operatör Odasındaki Doz Ölçümü ve Karşılaştırılması

Amaç: Yüksek doz, normal doz ve düşük doz algoritmaları kullanılarak yapılan BT ile görüntüleme esnasında operatör odasındaki radyasyon dozlarının anlık ölçülmesi ve aynı zamanda radyasyon çalışanlarının maruz kaldığı radyasyon dozlarının ölçülerek bu dozların karşılaştırılmasıdır.

Materyal ve Metot: Bu çalışma Atatürk Üniversitesi Eğitim Ve Araştırma hastanesinde Ağustos 2022 -Eylül 2022 tarihleri arasındaki farklı doz algoritmaları kullanılarak 130 hasta üzerinde yapılan Toraks BT çekimleri esnasındaki farklı 3 noktada manuel doz ölçerle yapılan doz ölçüm verilerinin, cihazdan alınan doz verilerinin ve şahsi dozimetre verilerinin karşılaştırılmasıyla gerçekleşti. Çalışmada BT cihazı, manuel doz ölçer ve şahsi dozimetre kullanıldı. Alınan ölçümler sonucu istatistiksel analiz yapılarak sonuca ulaşıldı.

Bulgular: Çalışma popülasyonunun yaş ortalaması $57,6 \pm 19,3$ dür ve 130 hastanın 73'ü erkektir. (%55,7). Üç grupta operatör odası penceresi önü, kapı açılışı ve operatör odası içinde ölçülen ortam radyasyon dozu, yüksek doz grubunda istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek radyasyon dozları gözlemlenirken, düşük doz ve standart doz grupları arasında anlamlı bir fark görülmedi. Son aşamada personel dozimetrelerinin verileri toplandı. Kişisel dozimetre verileri incelendiğinde toplanan verilerin gruplar arasında anlamlı bir fark göstermediği görüldü.

Sonuç: Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular ışığında, yüksek doz algoritması ile yapılan görüntüleme esnasında operatör odasında yapılan ölçümlerde standart ve düşük doz algoritmaları görüntüleme esnasındaki ölçümlere ve incelemelere göre daha yüksek radyasyon bulunduğunu ve radyasyon varlığının daha uzun süre devam ettiğinin sonucuna ulaştık.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayarlı tomografi, düşük doz, operatör odası, radyasyon maruziyeti, standart doz, yüksek doz

ABSTRACT

Dose Measurement and Comparison in the Operator's Room During BT Scans Made with Different Dose Algorithms

Aim: Our aim is to assess dose of ambient radiation in the operator room during CT imaging with high-dose, normal-dose and low-dose algorithms, as well as the measurement and comparison of radiation doses of technicians.

Material and Method This study was conducted on 130 patients presented in CT unit of Ataturk University Research Hospital between August 2022 and September 2023. All radiation dose measurements were performed with manual receiver in three separate locations and in different time intervals during the Thorax CT imaging which performed using different dose algorithms. Radiation doses measured at these locations and time intervals then compared to personal dosimeters for three different dose algorithms.

Results: The mean age of the study population was 57.6 ± 19.3 years, and 73 of the 130 patients were male. (55.7%). The ambient radiation dose measured in front of the operator room window, door opening and inside the operator room in the three groups showed that statistically significantly higher radiation doses were observed in the high dose group whereas there was no significant difference between the low dose and standard dose groups. Comparison of radiation dose measured by personnel dosimeter revealed no significant differences between the groups.

Conclusion: : In our study we have found that the measurements performed in the operator room during imaging with the high-dose algorithm resulted higher radiations doses, compared to the measurements during standard and low-dose algorithm. We have also found that the presence of radiation lasted longer in examinations with high dose algorithm.

Key Words: Computed tomography, high dose, low dose, operator room, radiation exposure, standard dose

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AHARA	:	Makul Bir Şekilde Ulaşılabilir En Yüksek Fayda
ALARA	:	Makul olarak elde edilebilecek kadar düşük
ANOVA	:	Varyans Analizi
ASARA	:	Ulaşılabilir Olan En Güvenli Prosedür
ASIR	:	İstatistiksel yinelemeli yeniden yapılandırma
Bq	:	Becquerel
BT	:	Bilgisayarlı Tomografi
C	:	Coulomb
Ci	:	Curie
CTDI	:	Tomografi doz indeksi
DLP	:	Belirli bir uzunluktaki toplam doz
FOV	:	Görüntülenen alan
Gy	:	Gray
HSD	:	Dürüst anlamlı farklar
ICRP	:	Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu
ICRU	:	Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu
J	:	Joule
Kg	:	Kilogram
kV	:	Kilovolt
mAs	:	Mili amper
NCRP	:	Ulusal Radyasyondan Korunma ve Ölçümler Konseyi
OSL	:	Optik Uyarımlı Lüminesans
OTAM	:	Otomati tüp akım modülasyonu
Q	:	Kalite Faktörü

RAD	:	Absorbe olan radyasyon dozu
RBE	:	Bağıl biyolojik etkinlik
Rem	:	Doz eşdeğeri
SD	:	Standart sapma
SV	:	Sievert
TLD	:	Termolüminesan Dozimetre
UV	:	Ultraviyole



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Radyasyon kategorizasyon şeması	5
Şekil 2.2. Geçirgenlik ve nüfuz etme	11
Şekil 2.3. İlk röntgen cihazı ve çekim	20
Şekil 2.4. BT çekim şekli.....	21
Şekil 4.1.A. Pencere önünden ölçülen radyasy	30
Şekil 4.1.B. Operasyon odasının merkezindeki ölçülen radyasyon	30
Şekil 4.2. Kapı açılışda farklı zamanlardaki ölçülen doz ve zaman karşılaştırması.....	31

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Radyasyon terimleri ve özel birimler ile SI birimleri arasındaki ilişki.....	7
Tablo 4.1. Çalışma grupları ve karşılık gelen p değerleri tarafından sınıflandırılan demografik ve çalışma verileri.....	29
Tablo 5.1. Doz alım miktarları detaylı	45
Tablo 5.2. Doz alım sınırları	46



1. GİRİŞ

İyonize radyasyonun en yoğun kullanıldığı görüntüleme yöntemlerinden biri bilgisayarlı tomografidir. ¹ Teknolojik gelişmeler ışığında artık günümüzde, radyasyon dozunun azaltılması ALARA (as low as reasonably achievable) prensibine göre yapılmakta ve görüntü kalitesinden en az ödün vererek radyasyon dozunun en fazla oranda azaltılması amaçlanmaktadır. Literatürdeki bu tür çalışmalara bakıldığında bu çalışmaların temel olarak değerlendirme kriterinin hasta dozu üzerinden yapıldığı görülmektedir. Ancak radyasyon ile çalışan ünitelerde bir diğer önemli maruziyet ise çalışan personelin aldığı doz ve cihazın bulunduğu ortama yaydığı radyasyon dozudur. ² Literatürde bu tür maruziyetin farklı doz algoritmaları uygulanması esnasındaki değişimini gösteren yeterli veri bulunmamaktadır. Bu çalışmada amacımız farklı doz algoritmaları kullanılarak yapılan BT çekimleri esnasında operatör odasında radyasyon dozlarının anlık ölçülmesi ve aynı zamanda radyasyon çalışanlarının maruz kaldığı radyasyon dozlarının ölçülerek bu dozların yüksek doz, normal doz ve düşük doz algoritmalarında ölçümlerinin karşılaştırılmasıdır.

Bu çalışmada nitelikli bir gözlem ile birlikte nicel ölçümlerde alınarak radyasyonun radyasyon çalışanları üzerindeki ulaşımına odaklanılmıştır. Bu amaçla farklı doz algoritmaları kullanılarak yapılan çekimler esnasında çekim odasının farklı bölümlerin de farklı zamanlarda bir çok ölçüm yapılarak veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Ölçümler esnasında odadaki çalışanlara herhangi bir müdahalede bulunulmamış olup çalışanlar günlük rutinleri sırasında ölçümler yapılmıştır. Literatürde adaptif doz algoritmalarının hastanın aldığı doza etkisini temel alan birçok araştırma bulunmasına rağmen ortam radyasyonuna ve personelin aldığı radyasyonu dozuna farklı doz algoritmaları ile yapılan çekimlerin etkisine dair yeterli veri bulunmamaktadır.

Yapılan çalışma hem kapsamı hemde sınırları bakımında çalışanlar ve çalışanların bulunduğu operatör odası temel alınarak yapılmıştır.

Radyasyon kullanılarak yapılan tıbbi incelemelerde iki önemli nokta vardır. Bunlardan ilki radyasyondan korunma diğeri en az dozu vermektir. İlk öncelik ise yapılacak işlemin gerekliliğidir(justification).Yapılacak olan tetkikin yararlılığı diğer yöntemlerden yüksek olmalıdır. AHARA (Benefits as High as Reasonably Achievable). Tetkik yapılacak olursa en uygun şekilde yapılmalıdır. Doz mümkün olan en düşük seviyede (ALARA-Dose as Low as Reasonably Achievable) ve işlem en güvenilir (ASARA-Procedures as Safe as Reasonably Achievable) şekilde yapılmalıdır.³

Radyasyonun sağlık sektöründe kullanılması 1800'lerin sonlarından itibaren başlamıştır.Özellikle X ışınlarının sağlık sektöründe kullanılmaya başlamasıyla tıbbi görüntüleme alanında büyük bir gelişim olmuştur. Wilhelm Conrad Röntgen'in, X ışınlarını keşfi bu alanda bir dönüm noktası olmuş ve bundan sonra radyoaktivite gelişerek sağlık sektöründe özellikle görüntüleme ve tedavi kısmında artarak kullanılmıştır. X-ışınları, tıbbi görüntülemede çeşitli cihazlarda kullanılmaktadır. Günümüz klinik uygulamalarında en kapsamlı kullanımı Bilgisayarlı Tomografi (BT) oluşturmaktadır. Bilgisayarlı tomografi kullanımı esnasında görüntüleme yapabilmek için x ışını kullanılır ve bu x ışını kaynaklı radyasyon etrafa yayılır. Bu işlem kapalı ve korunaklı bir odada gerçekleştirilir yani hasta bir odaya alınır cihaz ve hastadan başka kimse odada bulunmaz ve görüntüleme işlemi gerçekleştirilir. Görüntüleme işlemini gerçekleştiren tomografi cihazının bağlı olduğu bilgisayar başındaki görüntüleme çalışanıdır. Bilgisayar gelen veriyi işler bu sırada kontrolü sağlayan ve bilgisayarı kullanan çalışan süreci takip eder ve sonuç bilgisini ilgili doktora gönderir. Görüntüleme süreci bu şekilde uygulanır. Bu süreçte cihazın bulunduğu korunaklı odanın dışında

alışan ve görüntüleme işlemine ve sürecine takip eden çalışanda belirtilen ölçeklerde radyasyona maruz kalmaktadır.

Araştırmanın yada çalışmanın gizli tutulmasına gerek yoktur. Araştırma herhangi bir nadir hastalık üzerinde değildir ayrıca bu araştırma hastaların durumlarından bağımsız şekilde ilerlemiştir. Araştırma sırasında araştırmaya dahil olan çalışanlar herhangi bir fiziksel, zihinsel ve psikolojik etkiye maruz kalmamaktadırlar ve görevlerini yerine getirmeyi engelleyecek herhangi bir durum olmamaktadır.

Amacımız farklı doz algoritmaları kullanılarak yapılan BT çekimleri esnasında operatör odasında radyasyon dozlarının anlık ölçülmesi ve aynı zamanda radyasyon çalışanlarının maruz kaldığı radyasyon dozlarının ölçülerek bu dozların yüksek doz, normal doz ve düşük doz algoritmalarında ölçümlerinin karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyasyon Nedir

Biz ve etrafımızdaki her şey atomlardan yapılmıştır. Atom fikri antik Yunan felsefesinden çıkmış olup bazı filozoflar (özellikle Aristoteles) maddenin daha da küçük parçalara bölünebileceğini düşünmüşlerdir. Diğerleri ise (özellikle Demokritos) bir noktada nesnenin minimum boyutunun olduğunu düşünmüş olup maddenin en küçük yapı yaşına "bölünemez" anlamına gelen "atomos" adını vermişlerdir. Modern bilimin teknikleriyle, bu atomların var olduğu, bölünebildiği ve atom altı parçacıkların her birinin çapının atomun yaklaşık on milyarda biri olduğu ortaya çıktı. ⁴

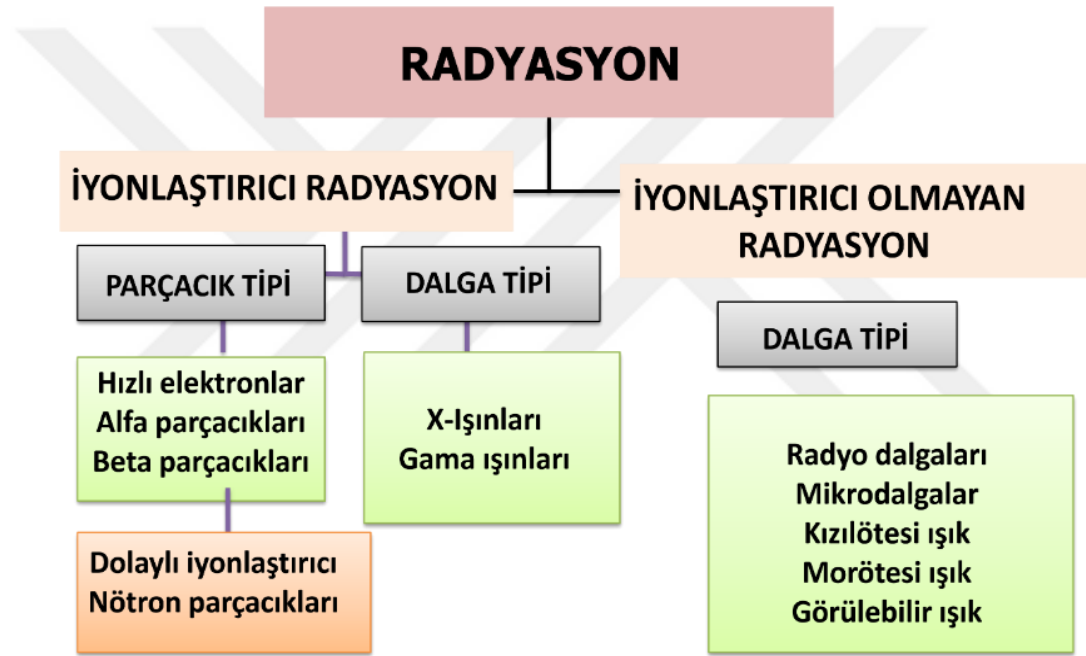
Radyasyon hissedilebilen bir olgu değildir, görülmez, duyulmaz, algılanamaz ve temasla algılanamaz. Teşhis, tedavi, radyasyondan korunma ve olası radyasyon kazalarında radyasyonun varlığını ve türünü belirlemek, radyasyonun enerjisini ve yoğunluğunu ölçmek için özel olarak tasarlanmış aletler kullanılır. Radyasyon, bir kaynaktan gelen ve uzayda ışık hızında hareket eden dalgalar (ışınlar) veya parçacıklar biçimindeki enerjidir. Radyasyona “elektromanyetik dalgalar” da diyebiliriz. Radyasyon dalgaları genellikle görünmezdir, ağırlığı veya kokusu yoktur ve pozitif veya negatif yükleri yoktur. Radyoaktif parçacıklar da görünmezdir, ancak ağırlıkları vardır (bu nedenle parçacık olarak adlandırılırlar) ve pozitif veya negatif yükleri olabilir. Bazı radyasyon dalgaları (ışık veya ısı gibi) görülebilir ve hissedilebilirken, diğerleri (x ışınları gibi) sadece özel enstrümanlar ile tespit edilebilir.

2.1.1. Radyasyon Türleri

Radyasyon, enerjinin parçacıklar veya elektromanyetik dalgalarla transferidir. Radyasyonu sınıflandırmak için üç temel öncül kullanılır. Bunlar: enerjisi, radyasyon türü ve radyasyon kaynağıdır. ⁵ Radyasyonun enerjisi, etkileştiği ortamdaki bir atomdan bir

elektronu uzaklaştırabilecek düzeyde ise, yüksek enerjili veya iyonize olarak adlandırılabilir.

Alfa, beta ve nötron parçacık tipi radyasyonlar ve yüksek enerjili ultraviyole ışınları, gama ışınları ve x-ışınları dahil elektromanyetik dalga tipi radyasyonlar iyonlaştırıcı özelliklere sahiptir. Düşük enerjili veya iyonlaştırıcı olmayan radyasyonlar ise etkileşime girdikleri atomlardan elektron çıkaramazlar. Mikrodalgalar, görünür ışık, kızılötesi ve düşük enerjili ultraviyole ışık gibi elektromanyetik spektrumdaki radyasyonlar iyonlaştırıcı olmayan radyasyon örnekleridir.



Şekil 2.1. Radyasyon kategorizasyon şeması

İyonlaştırıcı olmayan radyasyonun bazı biçimlerine çok fazla maruz kalırsak dokulara zarar verebilir. Örneğin, güneşte kalmakla maruz kalınan çok fazla ultraviyole (UV) ışığının bazı cilt kanserlerine neden olduğu bilinmektedir. UV ışık ılımlı miktarlarda bile cilt yanıklarına neden olabilir. Güneşe ek olarak, güneşlenme yataklarında kullanılan ışıklar, siyah ışıklar ve meyve sularını pastörize etmek için kullanılan ışıklar tarafından UV dalgaları (bazen UV radyasyonu olarak adlandırılır)

yayılır. Bazı UV dalgaları, atomlarda yapısal bir değişikliğe neden olacak kadar yüksek bir enerjiye sahiptir.

Görünür ışık dalgaları da bir lazer tarafından yayılan ışık demeti gibi iyonlaştırıcı olmayan radyasyonun bir şeklidir. ⁶ Farklı kaynaklar hakkında konuşurken, elektromanyetik spektrum adı verilen bir enerji sürekliliğinden bahsetmek gerekir. ⁷ İyonlaştırıcı radyasyon en yüksek enerjiye sahip spektrumun başında gelir, ardından iyonlaştırıcı olmayan ultraviyole dalgalar gelir. Ardından görünür ışık dalgaları ve ardından kızılötesi dalgalar gelir. En yüksek enerjiden en düşük enerjiye doğru gidildiğinde en alt sıralarda ise mikrodalga fırınlar, küresel konumlandırma sistemleri, cep telefonları, televizyon istasyonları, FM radyo, bebek monitörleri, kablosuz telefonlar, garaj kapısı açıcıları, CB radyoları ve AM radyo bulunur. Mor ışıktan frekans olarak yukarı çıkıldıkça, ultraviyole (UV) radyasyon, röntgen, gama ışınları bulunur. Bunların hepsi, görünür ışıktan çok daha yüksek enerjilere sahip radyasyon biçimleridir. X-ışınları ve gama ışınları, atomlarla etkileşim sırasında elektronları uzaklaştırabilecek ve atomun yüklenmesine veya iyonlaşmasına neden olabilecek kadar yeterli enerjiye sahiptir. Bu yüzden bunlara iyonlaştırıcı radyasyon denilir. ⁸ Bu ışınlar, göğüs röntgenlerinin veya nükleer santral yakıtının radyasyonudur. Vücudumuzun içinin yüksek kaliteli görüntülerini üretmek, elektrik enerjisi üretmek ve birçok üretim süreci için iyonlaştırıcı radyasyonun özelliklerinden yararlanır.

İnsan hayatında ortalama her gün iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalınmaktadır. Aldığımız radyasyon dozunun yaklaşık yüzde 80'i doğal olarak oluşan kaynaklardan ve bunun neredeyse tamamı yerdeki radyoaktiviteden gelir. Radyasyon dozumuzun diğer yüzde 20'si yapay kaynaklardan gelir. Bunlar arasında tıbbi röntgenler, tüketici ürünleri, endüstri, araştırma ve enerji üretimi sayılabilir. Bir kişinin aldığı radyasyon dozu değişkenlik gösterse de, Amerika Birleşik Devletleri'nde her bir kişinin aldığı toplam yıllık radyasyon dozu ortalama olarak 3,6 mSv'dir. ⁹

İyonlaştırıcı radyasyon, kararsız atomlar (radyoaktif atomlar) veya belirli ekipman türleri (x-ışını makineleri ve BT tarayıcılar) tarafından üretilir. Kararsız atomlar kararlı atomlardan farklıdır, çünkü kararsız atomların fazla enerjisi veya ağırlığı (veya her ikisi) vardır. Kararsız atomlar kararlı atomlar olmak isterler, böylece kararlı olmaya çalışmak için bu enerjinin veya ağırlığın (veya her ikisinin) bir kısmından kurtulurlar ¹⁰. Yayılan enerji veya ağırlık iyonlaştırıcı radyasyondur.

2.1.2. Radyasyon Terimleri ve Özel Birimleri

Radyasyon farklı şekillerde birimlerde ve özelliklerde ölçülüp tanımlanabilir. Bu ölçümler ve tanımlar çeşitli farklı özelliklerine ve terimsel anlamlarına göre sıralanabilir. Bu ölçümler çeşitli özel cihazlarla ve matematiksel formüller eşliğinde tüm dünyada kabul gören birimsel ve terimsel niteliktedir. Bunun sayesinde radyasyon türü ve etkileri daha iyi anlaşılmakta ve daha belirgin bir sıralama düzeni yapılabilmektedir.

Tablo 2.1. Radyasyon terimleri ve özel birimler ile SI birimleri arasındaki ilişki.

TERİM	BİRİM		DÖNÜŞÜM
	Özel birim	SI birim	
Aktivite	Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	1Ci= 3.7x10 ¹⁰ Bq 1Ci= 3.7 GBq
Işınlama dozu	Roentgen (R)	Coulomb/kilogram (C/kg)	1 C/kg= 3876 R 1 R= 2.58x10 ⁻⁴ C/kg
Soğurulmuş doz	Radiation absorbed dose (rad)	Gray (Gy)	1 Gy= 100 rad 1 rad= 0.01 Gy
Doz eşdeğeri	Roentgen equivalent man (rem)	Sievert (Sv)	1 Sv = 100 rem

Radyasyon dozunun miktarları ve birimleri, doğası gereği toksikoloji veya farmakoloji de kullanılanlardan daha karmaşıktır ve ek karmaşıklık, radyasyon dozimetrisinde gelişen kavramların gerektirdiği çeşitli değişikliklerden kaynaklanmaktadır. ¹¹ Radyasyonun yaygın olarak kullanılan ilk fiziksel miktarı, x veya

gama radyasyonunun havayı iyonize etme yeteneği ile ilgili "maruz kalma" olup birimi röntgendir (R). Maruziyet, enerjisi 2,5 MeV'den az olan foton radyasyonu ile sınırlıdır. "Soğurulan doz" (D) miktarı, tüm iyonlaştırıcı radyasyon biçimlerine ve soğurucu malzemelere uygulanabilir. Soğurulan doz, birim kütle başına biriken enerjidir ve orijinal birimi rem'dir (röntgen eşdeğeri-fiziksel) 1 rad, g başına 100 erg'e (kg başına 0,01 J) eşittir. "Doz eşdeğeri" (H) ve birimi rem (röntgen eşdeğeri-insan). H, dokudaki ilgili bir noktada D, Q ve N'nin ürünüdür, burada D emilen dozdur, Q kalite faktörüdür ve N herhangi bir başka değiştirici faktörün ürünüdür. "Etkili doz eşdeğeri birimi, "doz eşdeğeri" birimiyle aynıdır.¹² Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu'nun (ICRP 1991) 1990 tavsiyelerinde, N kullanımı düşürüldü ve Q yerine radyasyon ağırlık faktörü (W_R) değiştirildi ¹³. Ayrıca, ICRP tarafından Systeme International (SI) birimleri benimsendi. Doz birimi artık Gray (Gy) ve eşdeğer doz, etkin doz ve ilgili miktarların birimi Sievert (Sv) olarak güncellendi. Bu birimlerin her biri kg başına 1 J'ye eşittir. Geleneksel birimler açısından 1 Gy = 100 rad ve 1 Sv = 100 rem'dir.

Radyolojik miktarlar ve birimler konusunda başlıca uluslararası otorite, Bethesda, Maryland'deki Ulusal Radyasyondan Korunma ve Ölçümler Konseyi (NCRP) genel merkezinde idari ofisleri bulunan Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu'dur (ICRU). ¹⁴ Soğurulan doz, ışınlanmış malzemenin birim kütlesi başına iyonlaştırıcı radyasyon tarafından verilen enerjidir. Soğurulan doz birimleri rad ve Gray'dir (Gy). Aktivite, radyoaktif malzemenin parçalanma (dönüşüm) veya bozunma hızıdır ¹⁵. Etkinlik birimleri Curie (Ci) ve Becquerel'dir (Bq). Becquerel (Bq) SI aktivite birimi. 1 Bq, saniyede 1 parçalanmaya eşittir. ¹⁶ Taahhüt edilen doz eşdeğeri (HT,50) Alındıktan sonraki 50 yıllık süre boyunca bir kişi tarafından alınan radyoaktif maddeden alınacak referans organ veya dokulara (T) eşdeğer dozdur. ¹⁷ Taahhüt edilen etkin doz eşdeğeri (HE,50) ışınlanan her bir vücut organı veya dokusu için uygulanabilir

ağırlıklandırma faktörünün ve organ veya dokuya taahhüt edilen doz eşdeğerinin ürünlerinin toplamıdır. ($HE,50 = \sum wTHT,50$). Curie (Ci) Geleneksel aktivite birimi olup 1 Ci, saniyede $3,7 \times 10^{10}$ parçalanmaya eşittir. Bu da $3,7 \times 10^{10}$ Bq'ye eşittir. ¹⁸ Etkin doz (E) Vücudun tüm doku ve organlarına verilen ağırlıklı eşdeğer dozların toplamıdır. ¹⁹ $E = \sum wTHT$ olup burada HT eşdeğer dozdur ve wT doku ağırlıklandırma faktörüdür.

Etkin doz eşdeğeri (HE) Işınlanan her bir vücut organı veya dokusu için organ veya dokuya eşdeğer doz ve uygulanabilir ağırlıklandırma faktörünün ($HE = \sum wTHT$) ürünlerinin toplamıdır. Eşdeğer doz (HT) Radyasyondan korunmada, soğurulan dozun, eşdeğer dozda olduğu gibi bir nokta yerine bir doku veya organ üzerinden ortalaması alınır ve ilgilenilen radyasyon kalitesine göre ağırlıklandırılır. Maruz kalma, harici iyonlaştırıcı radyasyonu ifade etmek veya radyonüklidlerin veya bireyleri veya popülasyonları etkileyen radyasyonun varlığını belirtmek için kullanılan bir miktardır. (örneğin, ortamdaki radyonüklidlere "maruz kalma"). Gray (Gy). Emilen dozun SI birimi 1 Gy, 1 J/kg (100 rad) absorbe edilen doza eşittir. İç doz, vücuda alınan radyoaktif maddelerden alınan dozdur. Sınırlar (doz sınırları) Radyasyon dozlarının izin verilen üst sınırlarıdır. Kalite faktörü (Q) Radyasyondan korunma amacıyla soğurulan dozdan doz eşdeğerini türetmek için kullanılan değiştirici faktördür. Rad Soğurulan dozun özel birimi. 1 rad, gram başına 100 erg veya kg başına 0,01 J (0,01 Gy) absorbe edilen doza eşittir. Bağlı biyolojik etkinlik (RBE), bir referans radyasyonun (genellikle 200 keV x ışınları) absorbe edilen dozunun, aynı derecede biyolojik etkiyi üretmek için gereken test radyasyonunun absorbe edilen dozuna oranıdır. Test radyasyonunun RBE'si belirli bir organizma türündeki kesin biyolojik etkiye bağlıdır.

2.1.3. Radyasyonun Belirlenmesi ve Ölçülmesi

Radyasyon farklı şekillerde birimlerde ve özelliklerde ölçülüp tanımlanabilir. Bu ölçümler ve tanımlar çeşitli farklı özelliklerine ve terimsel anlamlarına göre sıralanabilir.

Bu ölçümler çeşitli özel cihazlarla ve matematiksel formüller eşliğinde tüm dünyada kabul gören birimsel ve terimsel niteliktedir. Bunun sayesinde radyasyon türü ve etkileri daha iyi anlaşılmakta ve daha belirgin bir sıralama düzeni yapılabilmektedir. Radyasyon dozunun miktarları ve birimleri, doğası gereği toksikoloji veya farmakoloji de kullanılanlardan daha karmaşıktır ve ek karmaşıklık, radyasyon dozimetresinde gelişen kavramların gerektirdiği çeşitli değişikliklerden kaynaklanmaktadır.

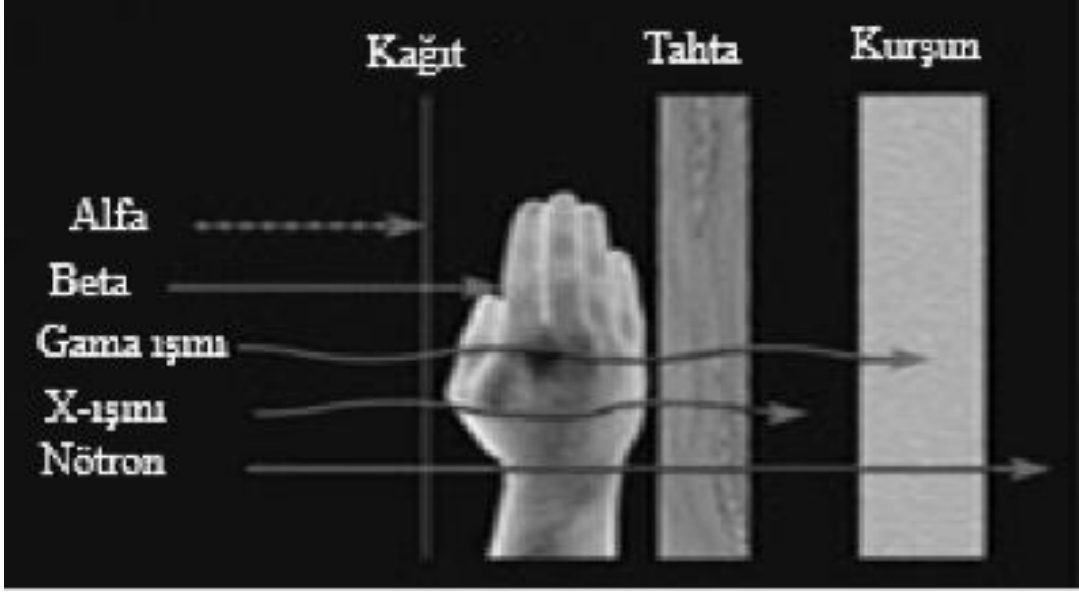
Üç yaygın radyasyon ölçümü, radyoaktivite miktarı, ortam radyasyon seviyeleri ve radyasyon dozudur. Ancak doğru ve güvenilir ölçümler elde etmek için hem doğru cihaza hem de eğitilmiş bir operatöre ihtiyaç vardır. Düzgün çalıştığından emin olmak için radyasyon algılama ekipmanının bakımını yapmak önemlidir.²⁰

İlki alfa parçacığıdır. Bunlar iki proton ve iki nötrondan oluşurlar. Uranyum gibi doğal olarak bulunan radyoaktif maddelerin çoğu alfa parçacıkları yayar.²¹

Sonraki tür radyasyon betadır. Atomdan bağımsız bir elektrondur. Küçük kütleye ve negatif yüke sahiptir. Fosillerin ve diğer eserlerin karbon tarihlemesinde kullanılan karbon-14 beta parçacığı yayar.²² Yapılan işlemler sonucu ölçülen beta parçacığı sayısına göre yaş tahmini yapılır.

Üçüncü tür radyasyon ise nötrondur. Nötronlar yüksüz parçacıklardır. Bu parçacıklar uranyum atomunun nükleer tepkimesi sonucu ortaya çıkarlar.

Son tür radyasyon, X-ışınları ve gama ışınları gibi elektromanyetik radyasyondur. Muhtemelen en bilinen radyasyon türüdür çünkü tıbbi tedavilerde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Bu ışınlar daha fazla enerjiye sahip olmaları dışında güneş ışığı gibidir. Diğer radyasyon türlerinin aksine, kütlesi veya yükü yoktur. Enerji miktarı, dış röntgenlerinde olduğu gibi çok düşük seviyelerden tıbbi ekipmanı sterilize etmek için kullanılan ışınlayıcılarda görülen çok yüksek seviyelere kadar değişebilir.



Şekil 2.2. Geçirgenlik ve nüfuz etme

Belirtildiği gibi, bu farklı radyasyon türleri, kütlelerine ve enerjilerine bağlı olarak, farklı mesafeler kat eder ve farklı nüfuz etme yeteneklerine sahiptir. ²³ Nötronlar, yükleri olmadığı için maddelerle çok fazla etkileşime girmezler ve çok uzun yol kat ederler. Onları durdurmanın tek yolu, büyük miktarlarda su veya çok hafif atomlardan yapılmış diğer malzemeler kullanmaktır. Öte yandan, bir alfa parçacığı çok ağır olduğu ve çok büyük bir yükü olduğu için çok uzağa gitmez. Bu, bir alfa parçacığının bir kağıt yaprağından bile geçemeyeceği anlamına gelir. Vücudunuzun dışındaki bir alfa parçacığı cildinizin yüzeyine bile nüfuz etmez. Ancak alfa parçacıkları yayan materyali solursanız veya yutarsanız, akciğerler gibi hassas dokulara ulaşabilir. ²⁴ Bu nedenle, yüksek radon seviyeleri evinizde bir sorun olarak kabul edilir. Alfa parçacıklarının bu kadar kolay durdurulma özelliği, duman dedektörlerinde kullanışlıdır çünkü haznedeki biraz duman, alfa parçacığını durdurmak ve alarmı tetiklemek için yeterlidir. Beta parçacıkları, alfa parçacıklarından biraz daha ileri gider. Onları durdurmak için nispeten az miktarda koruma kullanabilirsiniz. Vücudunuza girebilirler ama tüm yolu geçemezler. Tıbbi görüntülemede faydalı olabilmesi için vücuda enjekte edilen bir materyal tarafından beta

parçacıklarının salınması gerekir. Radyoaktif maddenin bir tümör dokusunun içerisine konulması, kanser tedavisinde etkili bir yöntemdir.

Gama ışınları ve x ışınları vücuttan geçebilir.²⁵ Bu nedenle tıpta faydalıdır (kemiklerin kırılıp kırılmadığını veya diş çürümesinin nerede olduğunu göstermek veya bir tümörü bulmak için). Beton ve kurşun gibi yoğun malzemelerle kalkanlama, hassas iç organların veya bu tür radyasyonla çalışan kişilerin maruz kalmaması için kullanılır. Mesela diş röntgenini çeken teknisyen fotoğraf çekmeden önce üzerine kurşun önlük geçirir. O önlük, röntgen ışınlarının vücudunun geri kalanına ulaşmasını engeller. Teknisyen kendisini korumak için genellikle içinde biraz kurşun bulunan duvarın arkasında durur.²⁶

2.1.3.1. Radyasyon Ölçüm Cihazları

Radyasyon hissedilebilen bir olgu değildir, görünmez, işitilmez, algılanamaz ve temasla algılanamaz.²⁷ Teşhis, tedavi, radyasyondan korunma ve olası radyasyon kazalarında radyasyonun varlığını ve türünü belirlemek, radyasyonun enerjisini ve şiddetini ölçmek için özel olarak tasarlanmış aletler kullanılmaktadır.

Radyasyonu algılamak ve ölçmek için olan cihazlar aşağıdaki gibi sınıflandırılır²⁸. Çalışma prensibine göre ölçüm cihazları detektörler ve dozimetreler olarak sınırlandırılırken kullanım alanlarına göre kontaminasyon monitörleri, doz hızı ölçerler, alan monitörleri, spektrometreler ve kişisel dozimetreler olarak sınıflandırılırlar.

Radyasyon ölçümünde kullanılan cihazların kullanım alanına göre uygun seçilmesi gerekir. Bazı detektör tipleri tek tip radyasyon algılamak için üretilmiştir. Bu sebeple cihaz seçilirken öncelik kullanım alanı olmalıdır. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu mevzuatları gereği radyasyon tehlikesi olan bütün alanlarda ölçüm yapılması zorunludur. Bu mevzuatlar cihaz seçiminde yardımcı olabilir. Uygulama alanının yanında cihaz seçiminde dikkat edilmesi gereken diğer hususlar şunlardır: gösterge tipi (Analog, dijital),

ölçüm aralığı, ışık uyarıları, ses uyarıları, pil (ömür, tip), dış etkenlere karşı dayanıklılık, mekanik şok, sıcaklık, basınç, nem, elektromanyetik alanlara tepki süresi, verim, boyutlar ve ağırlık.

Uygun cihaz seçilip kullanılmaya başlandıktan sonra, cihazlar uygun aralıklarla kontrol edilmelidir. Gerekirse bakım yapılmalıdır. Cihaz kontrolü sırasında pil durumu, arka plan radyasyonu okuma değeri ve kalibrasyonu kontrol edilmelidir. Kalibrasyon bir aletin ölçümünü doğru yapması için yapılan ayarlardır. Üretim özelliklerine göre kalibrasyonu yapılması gereken her radyasyon ölçme cihazı uygun aralıklarla kalibre edilmelidir.

2.1.3.2. Detektörler

Radyasyonla veya radyasyon çevresinde çalışanlar için en önemli faktörlerden biri çevrelerindeki radyasyon seviyelerinin farkında olmaktır. Bu öncelikle çeşitli tiplerde radyasyon detektörlerinin kullanılmasıyla gerçekleştirilir.²⁹ Farklı detektör türlerinin ve nasıl çalıştıklarının temel olarak anlaşılması, hem gerekli görev için en iyi detektörü bulmada hem de bu detektörü çalıştırmanın faydalarını en üst düzeye çıkarmada önemli bir husustur. Yarı iletkenler ve sintilatörler, ilgilenilen radyasyon detektörü malzemelerinin iki ana sınıfını temsil eder.³⁰

Radyasyonla ilgili algılama üzerine düşünen pek çok insan toplumda yaygın olarak bilinen Geiger sayacını bilirler.^{31, 32}

Roentgen ve Becquerel tarafından yapılan radyasyon testinin ilk günlerinden beri, bilim adamları birlikte çalıştıkları materyallerin yaydığı radyasyonu ölçmenin ve gözlemlenmenin yollarını aradılar.^{33, 34}

Bir başka yaygın erken detektör de elektroskoptur. Bunlar, radyasyonun neden olduğu iyonlaşma ile yüklenilir ve birbirini itecek bir çift altın yaprak kullanılır Cihazın düzenine bağlı olarak, alfa veya beta parçacıklarını ölçecek şekilde yapılandırılır.^{35, 36}

Elektroskop, Wilhelm Röntgen tarafından X-Işınlarını keşfetmek için kullanılan Crookes Tüpünü de icat eden William Crookes tarafından geliştirilmiştir.³⁷ Belirli malzemelerin radyasyona maruz kaldıklarında ışık yayma eğilimi, radyasyon algılama teknolojilerinde önemli bir yere sahiptir.³⁸ Ne tür bir detektör kullanılacağını bilmeden önce detektörün nasıl ve nerede kullanılacağı bilgisi gereklidir.³⁹ Radyasyon algılama araçlarına yönelik uygulamalar, genel olarak birkaç farklı temel göreve ayrılabilir. Bunlar sırasıyla ölçüm, koruma ve aramadır.⁴⁰

Radyasyonun ölçülmesi radyasyon yaydığı bilinen radyoaktif maddenin bulunduğu durumlar içindir.⁴¹ Radyasyonun yayılması sınırları ve gücü radyoaktif sızıntının ya da radyasyon kirliliğinin bulunduğu durumlar içindir⁴². Bu tür durumlarda seçilen detektörün ölçüm skalasının geniş ölçüm kabiliyetinin yüksek ve gerekli modifikasyonların uygun olması gerekir.⁴³

Radyasyondan korunma ve radyasyon ölçüm uygulamalarının benzer noktası genellikle radyasyonun bulunmasının beklendiği ortamlardır ancak hedefler farklıdır.⁴⁴ Radyasyon ölçen cihazların amacı radyasyonun ve radyoaktivitenin izlenmesi ve bu izlemenin sonucundaki sınırlardan haberdar olmaktır. Dozimetri bu amaçları yerine getiren cihazdır. Sağlık çalışanlarının nükleer endüstride çalışanların ve tüm mesleki radyasyona maruz kalanların kullandığı cihazdır. Bunun önemi, bir kullanıcının ne kadar radyasyona maruz kaldığı ve bunun potansiyel sağlık etkilerine nasıl karşılık geldiği hakkında bilgi sahibi olabilmek ve radyasyona maruz kalmanın en zararlı etkilerinden farkındalık yoluyla koruma sağlamaktır.^{45, 46} Radyasyon güvenlik personeli, ilk müdahale ekipleri veya gümrük ve sınır müfettişleri gibi grupların öncelikli hedefi olan radyasyon araştırmasının, gerçekleştiği önemli ölçüde farklı koşulları yansıtmak için farklı gereksinimleri vardır.⁴⁷

Radyasyon detektörünün ilk türü olan gaz dolu detektörler en yaygın kullanılanlar arasındadır. Birkaç gaz dolu detektör türü vardır ve çalışma şekilleri bakımından çeşitli farklılıklara sahip olsalar da hepsi benzer prensiplere dayanmaktadır.^{48, 49} Gaz dolu detektörler için voltaj ölçeğinin alt ucunda iyonizasyon odaları veya iyon odaları bulunur. Düşük voltajda çalışırlar. Bu nedenle, detektörün kaydettiği ölçüm, oluşturulan iyon çiftlerinin sayısı ile doğru orantılıdır.⁵⁰ Ayrıca diğer çözümlerden daha pahalı olma eğiliminde olabilirler.⁵¹ Buna rağmen, ölçüm cihazları için değerli detektörlerdir. Kalibrasyonlar için referans standartlar oluşturmak üzere laboratuvarlarda da yaygın olarak kullanılırlar. Gazla dolu detektörler için voltaj ölçeğinde bir sonraki adım, orantılı (veya gazla orantılı) sayaçtır. Orantılı sayaçlar, farklı enerjilere farklı tepki verdikleri ve bu nedenle temas ettikleri farklı radyasyon türleri arasındaki farkı ayırt edebildikleri için bazı spektroskopi uygulamaları için çok kullanışlıdır.⁵²

Radyasyon algılama cihazlarında kullanılan ikinci ana detektör tipi, sintilasyon detektörleridir.⁵³ Sintilasyon, ışık yayma eylemidir ve radyasyon tespiti için, bazı malzemelerin radyasyona maruz kaldıklarında parıltıya yeteneği, onları detektör olarak kullanışlı kılar. Sintilasyon detektörleri, bir sintilatör malzemesinin bir fotoçoğaltıcı (PM) tüp ile bağlantısı yoluyla çalışır.⁵⁴ Yüksek hassasiyetleri ve radyoaktif kaynakları "belirleme" potansiyelleri nedeniyle, sintilasyon dedektörleri özellikle radyasyon güvenliği uygulamaları için kullanışlıdır.⁵⁵ Bunlar, kapları gizli veya korumalı radyoaktif malzemeleri tarama için kullanılan el cihazlarından, doğal veya tıbbi radyasyon kaynakları ile daha acil endişe kaynakları arasında ayırım yapabilen geniş alanları veya popülasyonları taramak için kurulan monitörlere kadar birçok şekilde olabilir.⁵⁶

Radyasyon algılama cihazlarında kullanılan son büyük detektör teknolojisi, katı hal detektörleridir⁵⁷. Genellikle silikon gibi yarı iletken bir malzeme kullanarak, çok daha küçük bir ölçekte ve çok daha düşük bir voltajda, bir iyon odası gibi çalışırlar. Bunlar ya

başka bir atoma bağlanabilecek elektronlar ya da elektron "delikleri" ya da bir elektronun olabileceği boş bir yere sahip atomlar olan "yük taşıyıcıları" içeren bir atom kafesinden oluşurlar. ⁵⁸ Silikon katı hal dedektörleri, deliklere kıyasla daha fazla sayıda elektron içerdiği anlamına gelen bir "n-tipi" ve daha fazla sayıda deliğe sahip olduğu anlamına gelen bir "p-tipi" olmak üzere iki silikon yarı iletken malzeme katmanından oluşur. ⁵⁹ Detektörün ve tükenme bölgesinin kendisinin küçük ölçeği, iyon çiftlerinin hızlı bir şekilde toplanabileceği anlamına gelir ve bu da bu tür detektör kullanan cihazların özellikle hızlı tepki süresine sahip olabileceği anlamına gelir. ⁶⁰ Bahsedilen özelliklere ek olarak küçük boyutlarıyla birlikte, bu tür katı hal detektörlerini elektronik dozimetri uygulamaları için çok kullanışlıdır.

Bizim çalışmamızda da kullanılan manuel radyasyon ölçüm cihazı (ESM FH 40 G-L radiameter Thermo EleBTron Corporation Erlangen/Almanya) özellikleri bakımından değerlendirildiğinde radyasyon detektörü olarak orantılı sayaç tüpü kullanan bir sistemdir. Ölçüm aralığı 100 nSv/h'den (doğal arka plan radyasyonuna karşılık gelir) -G versiyonları için 1 Sv/h'ye ve -G-L cihaz versiyonları için 100 mSv/h'ye kadar uzanır. Ünite, herhangi bir hasar görmeden 100 Sv/h doz hızına kadar kısa bir aşırı yüke dayanabilir. FH 40 G ünitesi, oran ölçer modunda veya sayaç modunda kullanılabilir. Oran ölçer modu varsayılan moddur. Sayaç modunda, önceden seçilen bir ölçüm süresi içinde tetiklenen impulslar sayılır. Doz oranı bu değerlerden hesaplanır ve görüntülenir. Hesaplanan ve görüntülenen ölçülen değerler şunları içerir: doz hızı, doz hızı ortalama değeri, maksimum doz hızı ve toplam doz. Belirlenen ölçüm değerleri üniteye saklanabilir ve sonraki işlemler için bir PC'ye aktarılabilir. Tüm işlevler, ünitenin dört düğmesi aracılığıyla seçilebilir. Özel yazılım kullanılarak, ünite ayrıca bir PC'ye bağlanabilir ve PC bağlantısı üzerinden uygulamaya bağlı bir şekilde yapılandırılabilir.

Ölçülen değerlere ek olarak, büyük aydınlatmalı ekran alanı, ünitenin durumu hakkında bilgi gösterir (örn. pillerin şarj durumu, alarm durumu veya hata mesajları). Ölçülen değerler sayı olarak ve bir çubuk şeklinde görüntülenir. Bu, sayısal değerlerin hızlı bir şekilde sınıflandırılmasına ve eğilimlerin hızlı bir şekilde değerlendirilmesine izin verir.⁶¹ Daha kesin bir ölçüm değeri elde etmek için, küçük doz hızlarında karşı ölçüm yapılması uygundur. Sayaç ölçümünde, belirli bir ölçüm süresi boyunca meydana gelen tüm impulslar sayılır veya belirli sayıda impulsun ulaştığı süre ölçülür. Doz oranı bu değerlerden hesaplanır ve ölçümün sonunda gösterilir.⁶² Ölçülen değerlerden %5'lik bir standart sapma elde etmek için en az 400 impuls gerekir. Kalibre edilmiş bir doz oranı ölçüm birimiyle, kalibrasyon sırasında + %20'lik kalibrasyon hatası limitleri karşılanmalıdır.

2.1.3.3. Dozimetreler

İnsanlara verilen radyasyon dozlarını belirlemek için yaygın olarak üç yöntem kullanılır: kişisel dozimetri; ölçülen doz oranlarını veya havadaki nükleer madde konsantrasyonlarını kullanarak dolaylı izleme; ve çevresel yollar analizi kullanılarak dolaylı izleme.⁶³

Şahsi dozimetreler nükleer endüstride çalışanlarının dozlarını belirlemek için kullanılır. Dışardan alınan radyasyon çalışanın üzerindeki dozimetreden tespit edilebilir.⁶⁴ Bu radyasyonun izleme yöntemlerinin başında gelen yöntem doz hızlarının ve havadaki miktarın belirlenmesidir.

Bu izleme yöntemi, bir kişi bilinen bir süre boyunca havadaki radyoaktivitenin bilinen bir konsantrasyonuna veya bilinen bir radyoaktif alana sahip bir alanı işgal ettiğinde kullanılır.⁶⁵

İkinci bir dolaylı izleme yöntemi, çevresel yollar analizi olarak adlandırılan şeye dayanmaktadır. Bu yöntem kullanılarak topluluğun maruz kaldığı doz miktarı çevredeki

nükleer maddelerin ölçülmesiyle modellenir. ⁶⁶ Dozimetri, harici radyasyon maruziyetlerini izler. Dozimetri kullanımı, ALARA ilkesini takip etmemizi ve riskleri tespit etmemizi sağlarken ölçüm sonuçları izin sahibine gönderilir.⁶⁷ OSL (Optik Uyarımlı Lüminesans) tüm vücut dozimetresi, geleneksel film rozetlerinin yerine geçer. ⁶⁸ Bu dozimetrenin geliştirilmiş özellikleri arasında daha yüksek hassasiyet, daha geniş maruz kalma ölçümü aralığı, artırılmış çevresel kararlılık ve uzatılmış kullanım süresi (2 ay) bulunur. Dozimetre, 1 mrem'e kadar gama/X-ışını maruziyetini ve 10 mrem'e kadar beta maruziyetini ölçebilir. Bu artırılmış kesinlik ve duyarlılıkla, sonuçlar ölçüldüğü gibi raporlanır. Sonuç olarak OSL dozimetre ile daha küçük maruziyetler rapor edilebilir. ⁶⁹

TLD (Termolüminesan Dozimetre), ekstremitelerinize ve cildinize maruz kalmayı ölçer. ⁷⁰ 1 mCi'den fazla ³²P, ¹²⁵I, ⁵¹Cr veya bir X-ışını kırınım ünitesi ile çalışırken bir TLD gereklidir. TLD halka içine alınır ve etiketlenir ve mühürlenir. TLD, tek kullanımlık eldivenlerin içine giyilmek üzere tasarlanmıştır ve çeşitli boyutlarda (S, M ve L) bulunur. TLD halkası, gama/x-ışınları için 30 mrem ila 1.000 rad ve betalar için 40 mrem ila 1.000 rad arasında ölçüm yapabilir. ⁷¹

Çalışmamızda kullanılan dozimetreler Epsilon Landauer (Epsilon-Landauer OSL İstanbul, Türkiye – Gleenwood, ABD) ürettiği OSL tip dozimetrelerdir. Minimum raporlanabilen doz seviyesi x-ışınları ve gama radyasyonu için 10µSv'dir. Taşıyıcı üzerinde personel, kuruluş, dozimetre bilgileri ve renk kodlamaları ile tasarlanmıştır. OSL kullanımının avantajları arasında; en yeni ve uygulanabilir teknoloji, kısa sürede doz değerlendirmesi (1 hafta), film ve TLD dozimetrelere göre daha hassas ve daha kesin, numerik ve detaylı doz sonucu, tekrar okunabilirlik özelliği, X-ışınları, gama, beta ve nötrona karşı duyarlılık ve X-ışınları ve gama radyasyonu için 10µSv ölçüm hassasiyeti sayılabilir.

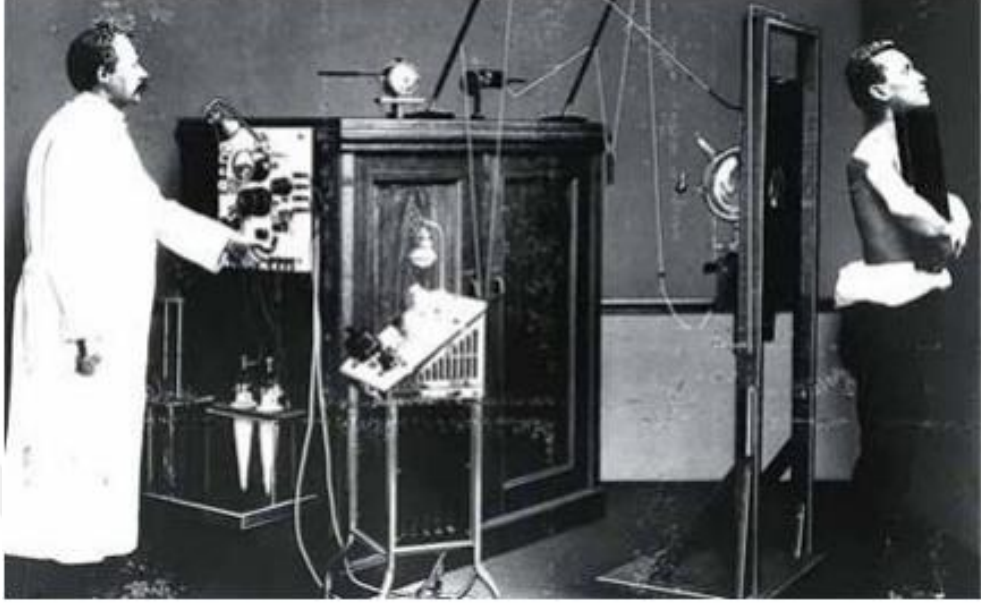
2.3. Tanısal Radyolojik Görüntüleme

1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgenin x-ışınlarını bulmasıyla başlayan radyoloji tarihi, hastalıkların teşhis ve tedavisinde tıp alanında bir çığır açmış ve bugünde olmak üzere hastanelerin temel yapı taşı olmuştur.⁷² Hastalıkların saptanmasında ve tedavi edilmesinde radyoloji birimleri oldukça büyük öneme sahiptir. Hekim hastanın hastalığının tanısını koyma işlemi ile tedavinin tamamlanması süresince radyoloji ünitesinden çeşitli çekim ve incelemeler ister. Bu süreçte hastanın ve temel radyoloji ünitelerinde çalışan sağlık personelleri radyasyondan etkilenme riskiyle karşı karşıyadır.⁷³ Temel radyoloji ünitelerindeki cihazları tanımak ve bu cihazlar hakkında bilgi sahibi olmak radyasyondan korunmak anlamında da yararlı olmaktadır.

X-ışınları, tıbbi görüntülemelerde çeşitli cihazlarda kullanılmaktadır. Günümüz klinik uygulamalarında en kapsamlı kullanımı Bilgisayarlı Tomografi (BT) oluşturmaktadır. BT'nin 1970'lerde kliniğe girmesinden bu yana kullanımı hızla artış göstermiştir.⁷⁴ Bilgisayarlı tomografi" veya BT terimi, dar bir x-ışını huzmesinin bir hastaya yönlendirildiği ve vücudun etrafında hızla döndürülerek, makinenin bilgisayarı tarafından işlenebilir sinyaller üreten, bilgisayarlı bir x-ışını görüntüleme prosedürünü ifade eder. Bilgisayar gelen veriyi işler bu sırada kontrolü sağlayan ve bilgisayarı kullanan çalışan süreci takip eder ve sonuç bilgisini ilgili doktora gönderir. Görüntüleme süreci bu şekilde uygulanır. Bu süreçte cihazın bulunduğu korunaklı odanın dışında çalışan ve görüntüleme işlemini ve sürecini takip eden çalışanda belirtilen ölçeklerde radyasyona maruz kalmaktadır.

X-ışınları (radyografiler) en yaygın olarak bulunan tanısal görüntüleme tekniğidir. Daha karmaşık testlerden önce ilk sırada gelen görüntüleme yöntemidir.⁷⁵ Röntgen cihazı hastanelerin tıbbi görüntüleme biriminde bulunur. Hastanın yattığı bir sedye, X-ray tüpü,

jeneratör, kolimatör, statif tablası (akciğer röntgeni için) ve kumanda konsolundan oluşur.⁷⁶



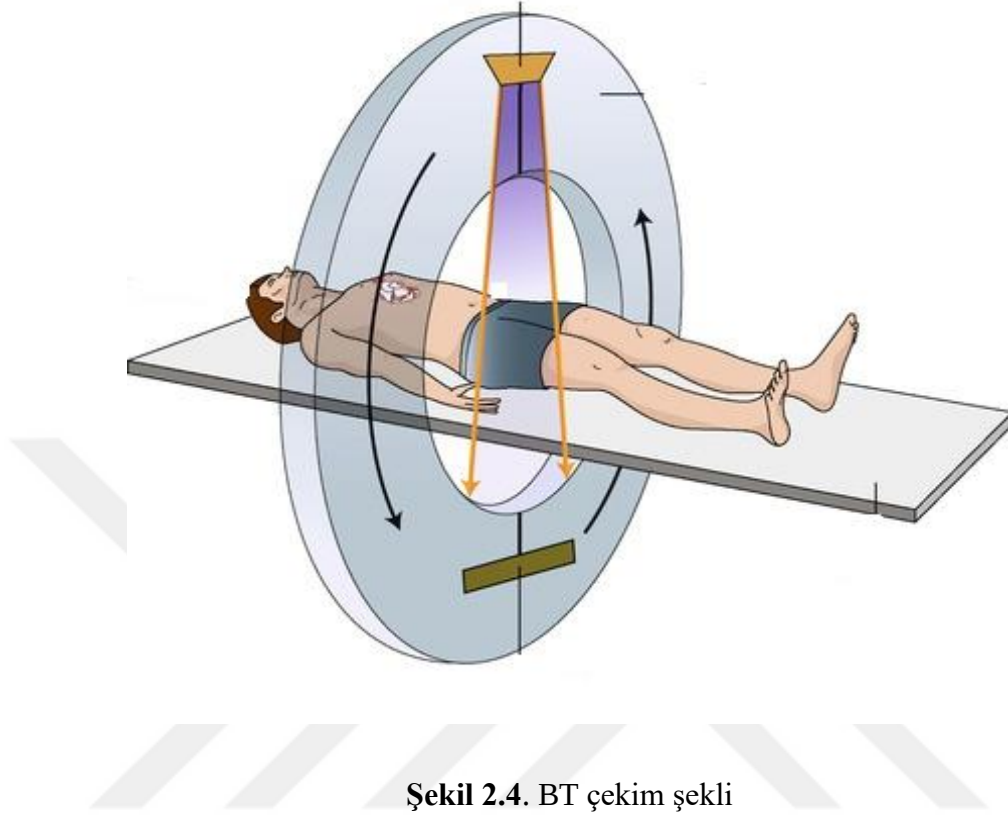
Şekil 2.3. İlk röntgen cihazı ve çekim

Vücudunuzun resmedilen kısmı, röntgen cihazı ile fotoğraf filmi veya dijital röntgen sensörü arasında konumlandırılır.⁷⁷

2.3.1. Bilgisayarlı Tomografi

Sabit bir x-ışını tüpü kullanan geleneksel bir x-ray'den farklı olarak, bir BT tarayıcı, kızak adı verilen halka şeklindeki bir yapının dairesel açıklığı etrafında dönen motorlu bir x-ışını kaynağı kullanır. BT taraması sırasında, x-ışını tüpü hastanın etrafında dönerek vücuda dar x-ışını ışınları gönderirken, hasta kızak boyunca yavaşça hareket eden bir yatakta yatar. Röntgen ışınları hastadan çıkarken detektörler tarafından alınır ve bir bilgisayara iletilir. Röntgen kaynağı bir tam dönüşü her tamamladığında, BT bilgisayarı hastanın iki boyutlu bir görüntü dilimini oluşturmak için gelişmiş matematiksel teknikler kullanır. Her bir görüntü diliminde temsil edilen dokunun kalınlığı, kullanılan BT makinesine bağlı olarak değişebilir, ancak genellikle 1-10 milimetre arasında değişir. Tam bir parça tamamlandığında görüntü kaydedilir ve yatak

portal doğrultusunda ilerler. Bu işlem istenilen sayıda görüntü elde edilene kadar tekrar edilir.⁷⁸



Şekil 2.4. BT çekim şekli

Çalışmamızda kullanılan Toshiba Aquilion One BT makinesi, tek hacim taramasıyla tüm yapıların elde edilmesini sağlayan bir BT tarayıcıdır. Toshiba Aquilion One BT tarayıcının dinamik hacimsel edinim protokolleri, eklem yapılarını ve organları çoklu dönüşler üzerinden 3D olarak inceleyerek gerçek zamanlı dinamik hareket gösterebilir. Tüm bir organ tek seferde yakalanabilir, bu da ultra hızlı tarama süreleri, büyük ölçüde artan hasta konforu ve dramatik radyasyon dozu azaltımı ile sonuçlanır.

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Hasta Seçimi

Atatürk Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Bölümü BT ünitesinde Ağustos 2022 ile Eylül 2022 tarihleri arasında 30 günlük süre içerisinde farklı doz görüntüleme algoritmaları uygulandığı esnada radyasyon operatör odasındaki radyasyon dozu ölçülmüştür. Bu süreç için alınan izin EK-4 de mevcuttur.

Ölçümlerin yapıldığı esnada gerçekleştirilen BT tetkik türü tüm hastalar için . Toraks BT olarak çekildi. Çalışmanın yürütülmesi sırasında ne ölçüm kısmında nede analiz kısmında hastalar üzerinde veya günlük rutin BT çekimleri üzerinde herhangi bir modifikasyon yapılmamıştır.

Hasta seçimi için kullanılan dahil edilme kriterleri ; Atatürk Üniversitesi Eğitim Araştırma Hastanesinde tetkikin yapılması, 18 yaşından büyük olmak, tetkikin türünün toraks BT olması, çalışma esnasında personelin dozimetre bulundurması, ölçüm esnasında belirlenen bölgelerde dedektörün yerleştirilmiş olmasıdır.

Elde edilen ex-vivo kantitatif veriler her hasta için bilgisayar ortamında kayıt edilmiştir.

Çalışma süresin içerisinde farklı doz algoritmaları kullanılarak yapılan 130 Toraks BT çekimi esnasında araştırmada belirlenen konumlarda radyasyon doz ölçümü yapılmış olup ölçüm işlemi sonrasında bu farklı konumlar hem farklı algoritmalarla göre hemde konum farklılıklarına göre karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmalara ek olarak çalışanların şahsi dozimetre verileri de alınmıştır. 10 farklı çalışanın şahsi dozimetre verileri de bu karşılaştırmalara dahil edilmiştir

Araştırmanın yada çalışmanın gizli tutulmasına gerek yoktur. Araştırma herhangi bir nadir hastalık üzerinde değildir ayrıca bu araştırma hastaların durumlarından bağımsız şekilde ilerlemiştir. Araştırma sırasında araştırmaya dahil olan çalışanlar herhangi bir

fiziksel, zihinsel ve psikolojik etkiye maruz kalmamış olup görevlerini yerine getirmeyi engelleyecek herhangi bir durum ortaya çıkmamıştır.

3.2. Radyasyonun Ölçülmesi ve Temel Kriterler

Manuel radyasyon ölçümü yaparken ölçüm yapılan lokasyonun belirlenmesi için radyasyon ölçümünü yapan çalışanın günlük rutinde hastanın çekim odasına girmesinden çıkana kadarki süreç değerlendirilerek çekim lokasyonları belirlendi. Bu gözlemlerin sonucunda BT çekimi esnasında radyasyona ilk maruz kalınan yerin çalışanın monitör başında cihazı yönlendirdiği ve belirli kriterlere göre çekim faaliyetinde bulunduğu cam arkası ilk sırada belirlendi. İkinci olarak çekim sürecinin tamamlanması yani görüntünün en ideal şekilde oluştuktan sonraki süreç takip edilip gözlemlenerek bir sonraki aşamanın operatör odasının içi ile çekim odasını ayıran kapının açılım safhası olduğu belirlendi. Çekim sonucunda çalışan operatör, odasındaki kapıyı açarak çekim odasına girip hastanın çekim prosedürünü sonlandırdığında, çekim odasında kalan radyasyonun çalışan tarafından maruz kalınmasını engelleyen kurşun alaşımlı bir engel olan kapının açılması operatör odasından çekim odasına giren çalışanın radyasyona maruz kalmasına neden olmaktadır. Bu aşamada yapılan gözlemin sonucunda belirli zaman aralıkları belirlendi. İlk kapı açılışını takiben açılış anı, 5. Saniye ve 10. Saniye olarak ölçümler yapıldı. Üçüncü olarak çekim sürecinin tamamlanmasıyla birlikte operatör odasının merkezinde bulunan çalışanın da radyasyon maruziyetine kaldığı gözlemlendi. Çalışanın günlük rutin BT çekim süreci esnasında operatör odasının merkezinde bulunduğu andaki odanın merkezindeki radyasyon miktarı ölçüldü.

3.3. Kullanılan Araçlar ve Yöntemsel Bileşenler

3.3.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı ve Farklı Doz Algoritmaları

Yapılan çalışmasının ana unsurlarından biri tomografi cihazı ve farklı doz algoritmaları uygulamasıdır. Hastanenin acil servisinde kullanılan tomografi cihazı

üzerinden bu araştırma yapılmıştır (Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan. 320 detektör 640 kesit, SUREExposure 3D AIDR, XYZ modülasyon).

Radyasyon dozu belirlemede kullanılan algoritmalar sayesinde düşük, normal ve yüksek dozlu çekimler yapılabilir. Sistemde kullanılan temel doz azaltma ve görüntü kalite artırma yöntemleri daha düşük radyasyon miktarlarından yüksek kaliteli görüntüleri yeniden oluşturmak için istatistiksel analiz kullanan Uyarlanabilir İstatistiksel Yinelemeli Yeniden Yapılandırma (AIDR) ve Tek bir düşük doz tüm vücut taraması oluşturmak için farklı enerji seviyelerinde çoklu taramalar kullanan Toplam Vücut Dozu Azaltmadır (TBDR) . Bu algoritmalar, gerekli radyasyon miktarını azaltırken yüksek kaliteli görüntüler üretmek için istatistiksel analiz ve çoklu taramalar kullanarak çalışır. Bu, etkili tıbbi tanı ve tedaviler için gereken ayrıntılı görüntüleri üretirken hastaların radyasyona maruz kalma riskini en aza indirmeye yardımcı olur. Hastanemizde kullanılan tomografinin doz algoritmalarını kullanarak mevcut amacımız doğrultusunda çekimler esnasında doz ölçümü yapılmıştır.

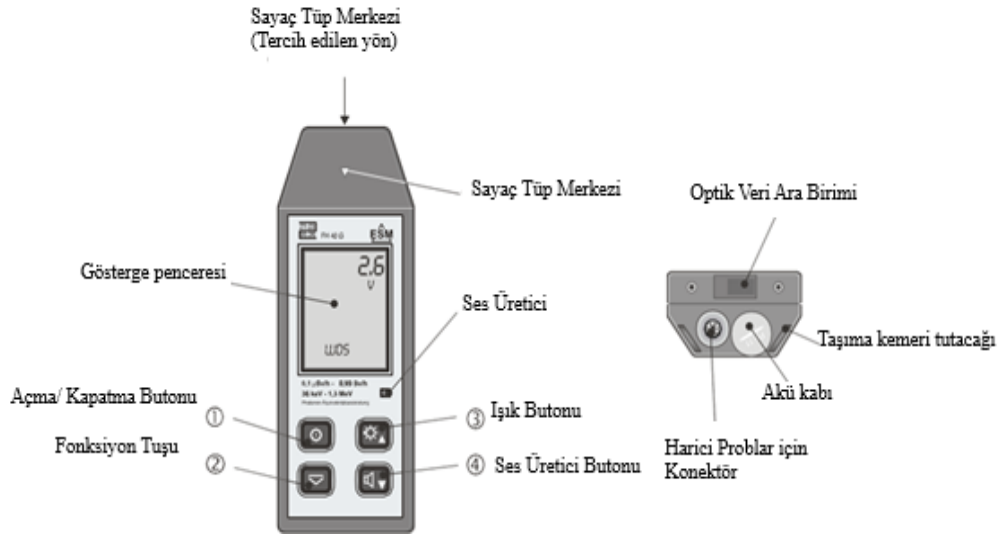


Şekil 3.1. Çekim odası BT cihazı

3.2.2. Ölçüm Cihazı ve Şahsi Dozimetre

Atatürk Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Bölümü BT ünitesinde 30 günlük süre içerisinde farklı doz görüntüleme algoritmaları uygulandığı esnada radyasyon operatör odasındaki radyasyon dozu ölçüldü. Çalışmada operatör odasında günlük rutin BT çekimi esnasında yüksek, normal ve düşük dozda yapılacak görüntülemelerde manuel radyasyon ölçüm cihazıyla (ESM FH 40 G-L radiameter Thermo EleBTron Corporation Erlangen/Almanya) koruyucu kurşun cam önü, odanın geneli ve belli sürelerde kapı açılması anında kapı önünde ölçümler yapıldı.

Kullandığımız ölçüm cihazının bakımları ve ayarları yapılmış olup aynı zamanda kalibrasyonuda yapılmış olup planlanan sürede herhangi bir aksama yaşanmamıştır. Yapılan çalışma sürecinde kalibrasyon ölçümleri yapılmış daha önceden ölçüm yapan farklı bir cihazla karşılaştırılıp doğruluğu teyit edilmiştir.⁶¹



Şekil 3.2. Ölçüm cihazı

Yaptığımız bu çalışmada kullanılan malzemelerden biride çalışanların kullandığı şahsi dozimetrelerdir. Operatör odasında günlük rutin BT çekimleri esnasında taşınabilir doz ölçer kullanılarak farklı algoritmalar kullanılarak yapılan çekimler esnasında doz

ölçümleri yapılmıştır. Bunun yanında operatör odasındaki her çalışan şahsi dozimetre kullanmıştır. Bu dozimetreler Epsilon Landauer(Epsilon-Landauel OSL İstanbul/Türkiye – Gleenwood/ABD) ürettiği OSL(Optik Uyarmalı Luminesans) dozimetrelerdir. OSL dozimetrenin içerisinde radyasyona karşı duyarlı olan ince film şeridi şeklinde $Al_2O_3:C$ malzemesi bulunmaktadır.

Her hasta için karşılaştırılabilir ölçümler yapılması için her ölçüm için o anki çekim parametrelerinin (kV, mAs, $CTDI_{VOL}$, DLP ve FOV) kaydedilmiştir. Teknisyen dozunun ölçümü için aylık çalışma takvminin sonunda rutin olarak ölçümleri yapılan 10 kişiye ait dozimetrenin doz verileri elde edilmiştir ve farklı doz algoritmalarını kullanarak çalışan teknisyenlerin aldığı dozların istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

3.3. İstatistiksel Yöntemler

3.3.1. Shapiro-Wilk

Shapiro-Wilk testi, istatistikte yaygın olarak kullanılan bir normallik testidir. Numunenin kümülatif dağılımını normal kümülatif dağılımla karşılaştırarak numune verilerinin normal dağılımdan sapmasını ölçer. Test istatistiği W, örneğin ortalamasına, varyansına ve örneğin sıralı değerlerine göre hesaplanır. Daha sonra test istatistiği W'ye dayalı olarak bir p-değeri hesaplanır; bu, numunenin normal bir dağılımdan çekildiği boş hipotezindeki güven düzeyini gösterir. p-değeri seçilen bir anlamlılık seviyesinin (örn. 0.05) altındaysa, sıfır hipotezi reddedilir ve örneğin normal dağılımdan olmadığı sonucuna varılır. Hiçbir istatistiksel testin normalliği garanti edemeyeceğini ve Shapiro-Wilk testinin bir istisna olmadığını not etmek önemlidir

3.3.2. Anova

ANOVA (Analysis of Variance) testi, aralarında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için iki veya daha fazla grubun ortalamalarını karşılaştırmak için kullanılan istatistiksel bir yöntemidir. Çoklu grupların araçlarının eşit olduğu hipotezini test etmek

için kullanılır. ANOVA testi, gruplar arasındaki varyansın ve her grup içindeki varyansın karşılaştırılmasına dayanır. ANOVA testinin sonuçları, grupların ortalamaları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını ve farktan hangi grupların sorumlu olduğunu belirlemek için kullanılabilir. ANOVA testi, grup ortalamaları arasındaki farkın önemini belirlemek için çeşitli hesaplamalar kullanır. Hesaplamalar toplam kareler toplamını, gruplar arasındaki kareler toplamını, gruplar içindeki kareler toplamını ve F istatistiğini içerir. Bir ANOVA testinin sonuçları genellikle bir F-istatistiği ve bir p-değeri olarak rapor edilir. F istatistiği, gruplar arasındaki varyasyonun gruplar içindeki varyasyona oranını ölçer ve p değeri, eşit araçların sıfır hipotezi doğrusa hesaplanan kadar aşırı bir F istatistiği gözlemleme olasılığını temsil eder. Anlamlılık düzeyinden (genellikle 0.05) küçük bir p değeri, ortalamalar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu gösterir. Genel olarak, ANOVA testi, çoklu grupların ortalamalarını karşılaştırmak ve aralarında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için yararlı bir araçtır

3.3.3. Post-hoc Analiz

Post-hoc analiz, ilk veri analizinden ve sonuçların elde edilmesinden sonra gerçekleştirilen bir istatistiksel analiz türüdür. Post-hoc analizin amacı, sonuçlara ilişkin ek bilgiler sağlamak ve başlangıçta dikkate alınmayan değişkenler arasındaki ilişkileri keşfetmektir. Bu tür analizler tipik olarak yeni keşifler yapmak, hipotezleri test etmek ve bir çalışmada potansiyel karıştırıcı faktörleri belirlemek için kullanılır. Sonuçların daha derinden anlaşılmasına yardımcı olabileceği ve gelecekteki çalışmaları bilgilendirebileceği için araştırma sürecinde önemli bir adımdır⁷⁹. Post-hoc analiz için Tukey HSD testi kullanıldı. Tukey'nin Dürüst Anlamlı Farklar (HSD) testi, istatistiksel analizde hangi araçların birbirinden önemli ölçüde farklı olduğunu belirlemek için kullanılan bir çoklu karşılaştırma prosedürüdür. Birden çok grup arasındaki ortalamaları karşılaştırmak için varyans analizinde (ANOVA) yaygın olarak kullanılır ve diğer çoklu

karşılaştırma testlerine kıyasla daha sağlam bir yöntem olarak kabul edilir. Tukey HSD testi, birden çok aracı karşılaştırırken en az bir tip I hata yapma (boş hipotezi yanlış bir şekilde reddetme) olasılığı olan hata oranını kontrol eder.⁸⁰ İki kuyruklu bir p değeri $< 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Tüm istatistiksel analizler, R istatistik paketi (R studio, Viyana, Avusturya) kullanılarak yapıldı. R, istatistiksel hesaplama ve grafikler için bir programlama dili ve yazılım ortamıdır.⁸¹ İstatistikçiler, veri bilimcileri ve araştırmacılar tarafından veri analizi, görselleştirme ve modelleme için yaygın olarak kullanılır. R, veri işleme, keşif ve görselleştirmenin yanı sıra istatistiksel modelleme, makine öğrenimi ve daha fazlası için yerleşik işlevlerden ve paketlerden oluşan geniş bir kitaplık sağlar. Ücretsiz ve açık kaynaklı olması, geniş bir kullanıcı ve geliştirici topluluğu tarafından erişilebilir olmasını sağlar.⁸²

4. BULGULAR

Çalışma popülasyonunun yaş ortalaması $57,6 \pm 19,3$ dür ve 131 hastanın 73'ü erkektir. (%55,7). Çalışma gruplarına göre sınıflandırılmış demografik ve soğurulan radyasyon dozu verileri ve karşılık gelen p değerleri Tablo 4.1'de sunuldu.

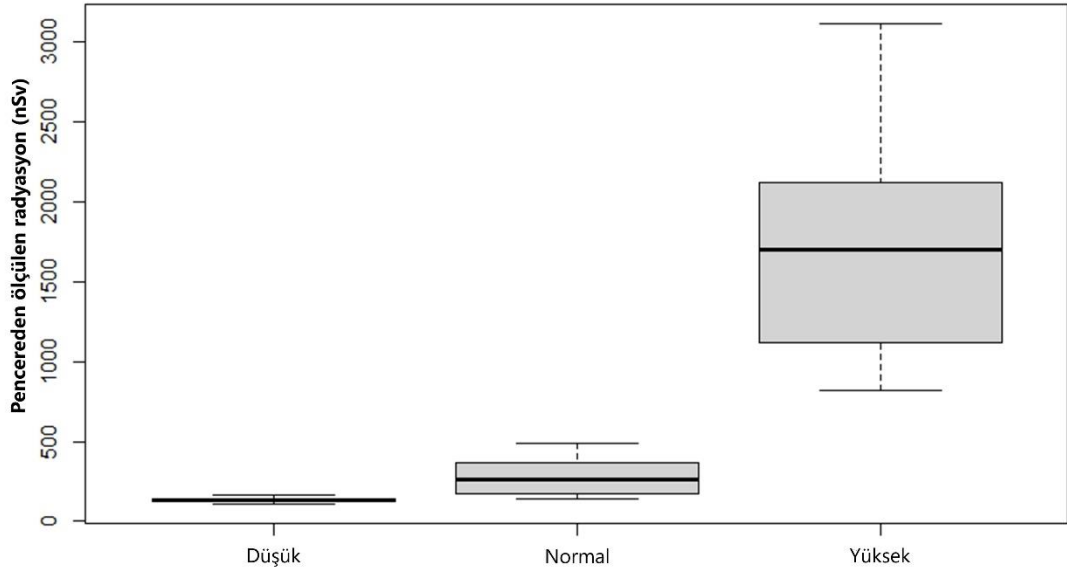
Tablo 4.1. Çalışma grupları ve karşılık gelen p değerleri tarafından sınıflandırılan demografik ve çalışma verileri.

	Adaptif düşük doz N=43	Standard Doz N=47	Adaptif yüksek Doz N=40	p değeri
Yaş (yıl) $\pm$ SD	56.3 $\pm$ 21.4	62.0 $\pm$ 18.4	56.50 $\pm$ 18.5	0.609
Cinsiyet, erkek (%)	20 (46.5)	31 (65.9)	22 (55.5)	0.175
Ortalama FOV, cm $\pm$ SD	22.57 $\pm$ 3.1	23.04 $\pm$ 2.6	23.74 $\pm$ 3.2	0.208
Ortalama CTDI_{vol} (mGy) $\pm$ SD	3.74 $\pm$ 1.5*	6.28 $\pm$ 2.3*	10.01 $\pm$ 6.2*	<0.001
Ortalama DLP, (mGy*cm) $\pm$ SD	80.9 $\pm$ 32.9*	140.6 $\pm$ 46.7*	227. $\pm$ 131.2*	<0.001

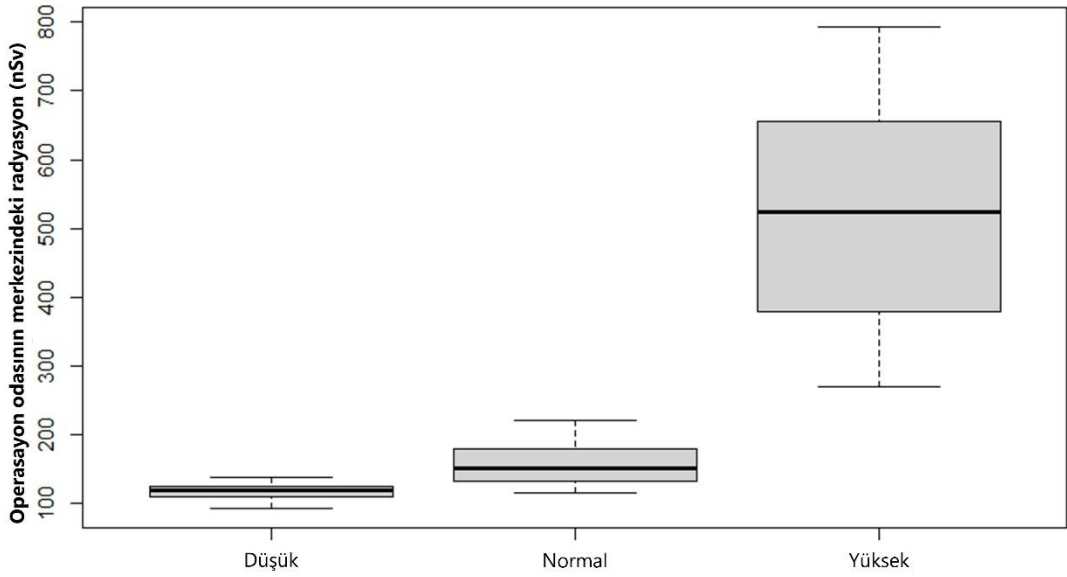
SD, standart sapma; FOV, görüntülenen alan; CTDI_{vol}, tomografi doz indexi; DLP, belirli bir uzunluktaki toplam doz

* TukeyHSD'ye göre grup bazında istatistiksel farkı ifade eder

Üç grupta operatör odası penceresi önü ve operatör odası içinde ölçülen ortam radyasyon dozu, yüksek doz grubunda istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek radyasyon dozları gözlemlenirken, düşük doz ve standart doz grupları arasında anlamlı bir fark görülmedi (sırasıyla $p < 0.001$ için $p < 0.001$)) (Şekil 4.1A ve B).

A

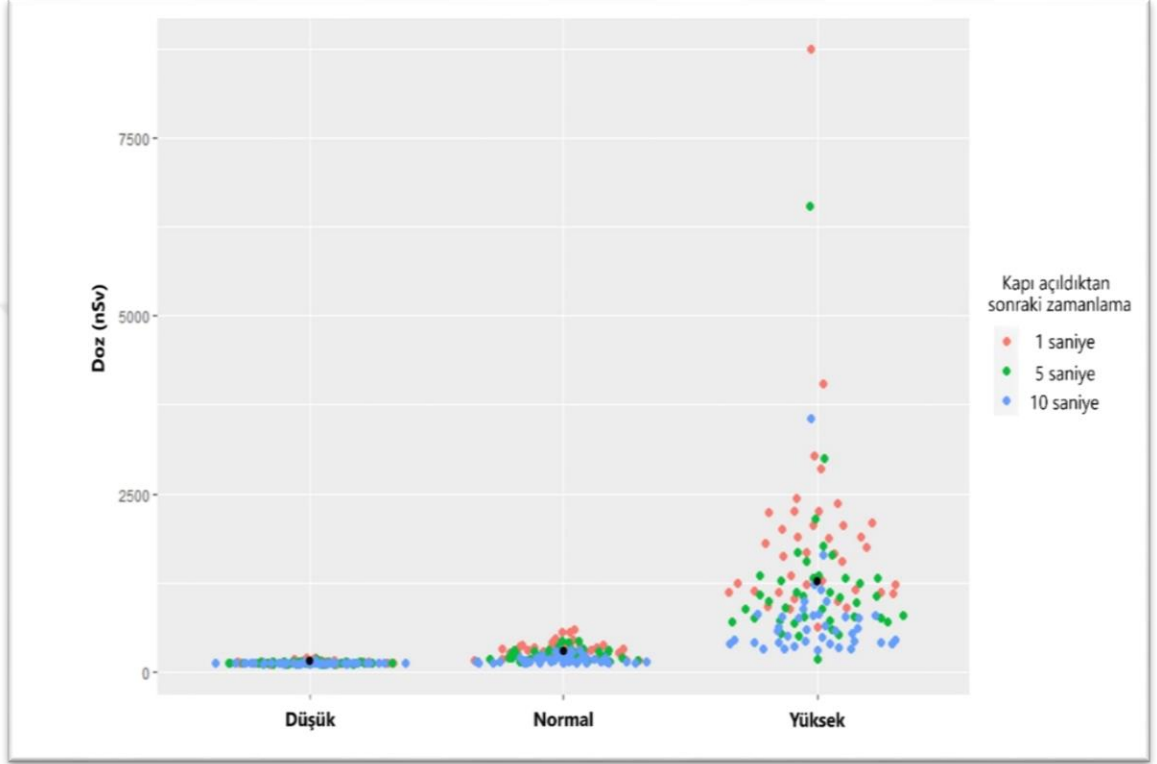
Şekil 4.1.A. Pencere önünden ölçülen radyasy

B

Şekil 4.1.B. Operasyon odasının merkezindeki ölçülen radyasyon

Üç grupta kapıda ölçülen ortam radyasyon dozu, kapıda radyasyon dozunun yüksek doz grubunda düşük ve standart doz gruplarına göre anlamlı olarak yüksek

olduğunu, düşük ve standart doz grupları arasında ise anlamlı bir fark olmadığını gösterdi ($p<0,001$). Ayrıca maruziyet sonrası 1., 5. ve 10. saniyelerde ölçülen dozlar düşük doz ve standart doz grubunda aralarında anlamlı farklar bulunmazken yüksek doz grubunda anlamlı olarak farklıydı ($p<0,001$) (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Kapı açılışta farklı zamanlardaki ölçülen doz ve zaman karşılaştırması

Son aşamada yukarıdaki veriler üzerinden değerlendirme yapıldı ve personel dozimetrelerinin verileri toplandı. Bu veriler üzerinden karşılaştırma yapıldığında görüldü ki şahsi dozimetrelerden gelen veriler birden fazla değişkenle değerlendirildiğinde yukarıdaki verilerle ortak analiz ve karşılaştırma yapılmasının sonucunda anlamsız bir değerlendirme ortaya çıkmaktadır.

5. TARTIŞMA

İyonize radyasyonun en yoğun kullanıldığı görüntüleme yöntemlerinden biri bilgisayarlı tomografidir. ¹ Teknolojik gelişmeler ışığında artık günümüzde, radyasyon dozunun azaltılması ALARA (as low as reasonably achievable) prensibine göre yapılmakta ve görüntü kalitesinden en az ödün vererek radyasyon dozunun en fazla oranda azaltılması amaçlanmaktadır. Literatürdeki bu tür çalışmalara bakıldığında bu çalışmaların temel olarak değerlendirme kriterinin hasta dozu üzerinden yapıldığı görülmektedir. Ancak radyasyon ile çalışan ünitelerde bir diğer önemli maruziyet ise çalışan personelin aldığı doz ve cihazın bulunduğu ortama yaydığı radyasyon dozudur.² Literatürde bu tür maruziyetin farklı doz algoritmaları uygulanması esnasındaki değişimini gösteren yeterli veri bulunmamaktadır. Bu çalışmada ki amacımız farklı doz algoritmaları kullanılarak yapılan BT çekimleri esnasında operatör odasında radyasyon dozlarının anlık ölçülmesi ve aynı zamanda radyasyon çalışanlarının maruz kaldığı radyasyon dozlarının ölçülerek bu dozların yüksek doz, normal doz ve düşük doz algoritmalarında ölçümlerinin karşılaştırılmasıdır.

Günümüzde tıbbi görüntülemenin yeri hayati olduğu için bu durum mevcut araştırma ve geliştirme faaliyetlerinde genellikle görüntülenen kişi babında incelenip geliştirilmektedir. Ancak radyasyon ile çalışan ünitelerde bir diğer önemli maruziyet ise çalışan personelin aldığı doz ve cihazın bulunduğu ortama yaydığı radyasyon dozudur. Literatürde bu tür maruziyetin farklı doz algoritmaları uygulanması esnasındaki değişimini gösteren yeterli veri bulunmamaktadır. Yapılan çalışmadaki en önemli nokta literatürde yeterli verisi bulunmayan ortam ve çalışanlar üstündeki bu etkinin belirlenmesi ve giderilmesine dair bilgi edinilmesi hususundadır.

BT kullanımı giderek hem yaygınlaşmakta hem de artmaktadır. Son yıllarda sağlık açısından değerlendirildiğinde tıbbi maruziyet verileri incelendiğinde BT ile yapılan

görüntüleme yönteminin payı oldukça artmıştır ve artmaya devam etmektedir. Bu artışla beraber doz maruziyetinden kaynaklanan etkilerde artmaktadır. Tüm radyolojik incelemelerin %10'unu oluşturan BT görüntüleme yöntemlerinden alınan radyasyonun yaklaşık %50-70'inden sorumludur³. BT çekimleri esnasında maruz kalınan radyasyonun en büyük sonuçlarından biri kanser riskindeki artıştır. Normal şartlar altında tek seferlik bir görüntüleme prosedüründeki alınan doz kanser riskini çok yükseltmez fakat tekrarlanan çekimlerle beraber risk oranı da artmaktadır. Günümüzde radyasyon ile ilgili varılan sonuç olan alınan doz ile kanser riski doğru orantılı olup herhangi bir eşik değeri yoktur. Özellikle çocuklarda bu risk daha fazladır çünkü maruz kalınan doz büyüme aşamasındaki bireylerde çok daha fazla etkili olmaktadır. Bununla beraber hızlı ve kolay uygulanması, görüntü kalitesinin yüksek olması, yeni uygulama alanlarının bulunması BT'nin tercih edilirliliğini artırmaktadır. Buradan da anlaşılacağı gibi hasta üzerinde olumsuz etkileri bulunan doz maruziyeti bu cihazı kullanan sağlık çalışanları üzerinde de büyük bir problem teşkil etmektedir.

Bu çalışmada nitelikli bir gözlem ile birlikte nicel ölçümlerde alınarak radyasyonun radyasyon çalışanları üzerindeki ulaşımına odaklanıldı. Yapmaya çalıştığımız şey farklı doz algoritmaları kullanılarak yapılan çekimler esnasında çekim odasının farklı bölümlerin de farklı zamanlarda bir çok ölçüm alarak bunları karşılaştırıp alınan verilerin değerlendirmesini yapıp bir sonuç elde etmektir. Belirlenen zaman aralıklarındaki ve odanın içindeki ölçümler hassasiyetle yapıldı ve incelendi. Bu ölçümler esnasında odadaki çalışanlara herhangi bir müdahalede bulunulmadı yani günlük rutin çalışma şekillerinde çalışmaya devam ettiler. Literatür araştırması sonucu bir çok farklı alanda araştırma yapıldığı görüldü özellikle hasta ve BT odasının içinde farklı çalışmalar yapıldığı gözlemlendi fakat hem kapsamı hemde sınırları bakımında yapılan bu araştırmaya çalışanlar ve çalışanların bulunduğu çekim odası temel alınarak yapıldı.

Radyasyonun sağlık sektöründe kullanılması 1800'lerin sonlarından itibaren başlamıştır³. Özellikle X ışınlarının sağlık sektöründe kullanılmaya başlamasıyla tıbbi görüntüleme alanında büyük bir gelişim olmuştur. Wilhelm Conrad Röntgen'in, X ışınlarını keşfi bu alanda bir dönüm noktası olmuş ve bundan sonra radyoaktivite gelişerek sağlık sektöründe özellikle görüntüleme ve tedavi kısmında artarak kullanılmıştır. X-ışınları, tıbbi görüntülemede çeşitli cihazlarda kullanılmaktadır. Günümüz klinik uygulamalarında en kapsamlı kullanımı Bilgisayarlı Tomografi (BT) oluşturmaktadır. Bilgisayarlı tomografi kullanımı esnasında görüntüleme yapabilmek için x ışını kullanılır ve bu x ışını kaynaklı radyasyon etrafa yayılır. Bu işlem kapalı ve korunaklı bir odada gerçekleştirilir yani hasta bir odaya alınır cihaz ve hastadan başka kimse odada bulunmaz ve görüntüleme işlemi gerçekleştirilir. Görüntüleme işlemini gerçekleştiren tomografi cihazının bağlı olduğu bilgisayar başındaki görüntüleme çalışanıdır. Bilgisayar gelen veriyi işler bu sırada kontrolü sağlayan ve bilgisayarı kullanan çalışan süreci takip eder ve sonuç bilgisini ilgili doktora gönderir. Görüntüleme süreci bu şekilde uygulanır. Bu süreçte cihazın bulunduğu korunaklı odanın dışında çalışan ve görüntüleme işlemini ve sürecini takip eden çalışanda belirtilen ölçeklerde radyasyona maruz kalmaktadır.

Bilgisayarlı tomografi (BT), vücudun iç yapılarının ayrıntılı görüntülerini üretmek için X-ışını teknolojisini kullanan bir tıbbi görüntüleme tekniğidir. İlk BT tarayıcı, 1970'lerin başında İngiliz mühendis Godfrey Hounsfield ve Güney Afrikalı fizikçi Allan Cormack tarafından geliştirildi ve tanısal radyoloji alanında devrim yarattı.⁸³

"Çevir-döndür" tarayıcılar olarak da bilinen ilk nesil BT tarayıcılar, hastanın vücudu etrafında dönen tek bir X-ışını kaynağı ve detektör kullanıyordu. Tarayıcı, verileri birden fazla açıdan aldı ve görüntüleri yeniden oluşturmak için matematiksel algoritmalar

kullanıldı. Bu tarayıcılarda sınırlı sayıda detektör elemanı vardı, bu da daha düşük görüntü çözünürlüğüne ve daha uzun tarama sürelerine neden oluyordu. ⁸⁴

"Fan ışını" tarayıcıları olarak da bilinen ikinci nesil BT tarayıcıları, daha fazla sayıda detektör elemanı ve yelpaze şeklinde bir X-ışını ışını kullanıyordu. Bu, daha hızlı tarama sürelerine ve gelişmiş görüntü çözünürlüğüne izin verdi. Bu tarayıcılar ayrıca, X-ışını tüpünün ve detektörün hastanın etrafında sürekli dönmesine izin vererek dur-kalk hareketine olan ihtiyacı ortadan kaldıran bir "kayma halkası" teknolojisi kullanıldı.

"Yalnızca dönen" tarayıcılar olarak da bilinen üçüncü nesil BT tarayıcıları, hastanın vücudunu çevreleyen kavisli bir detektör dizisi kullanıldı. Röntgen tüpü ve detektör hastanın etrafında sürekli dönerek daha hızlı tarama süreleri ve daha yüksek çözünürlüklü görüntüler sağladı. Bu tarayıcılar ayrıca önceki nesillere kıyasla daha küçük bir radyasyon dozuna sahipti.

"Elektron ışını" veya "ultra hızlı" tarayıcılar olarak da bilinen dördüncü nesil BT tarayıcıları, sabit bir X-ışını tüpü ve X-ışınları üreten dönen bir elektron ışını kullanıldı. Bu tarayıcılar, kalbin ve hareket halindeki diğer organların görüntülenmesine izin veren son derece hızlı tarama sürelerine sahipti. Ancak, yüksek maliyetleri ve özel tesislere ihtiyaç duymaları nedeniyle sınırlı uygulamaları vardı. ⁸⁵

"Spiral" veya "sarmal" tarayıcılar olarak da bilinen beşinci nesil BT tarayıcıları, verileri spiral bir modelde elde etmek için sürekli bir X-ışını ışını ve sürekli hareket eden bir hasta masası kullanıyordu. Bu, vücudun daha geniş alanlarını kapsayabilecek daha hızlı ve daha kapsamlı taramalara izin verdi. Bu tarayıcılar ayrıca, aynı anda veri elde etmek için birden çok detektörün kullanıldığı, görüntü çözünürlüğünü daha da iyileştiren ve tarama sürelerini azaltan "çoklu dilim" görüntüleme kavramını da tanıttı.

Günümüzde BT tarayıcıları, çift enerjili görüntüleme, yinelemeli yeniden yapılandırma ve yapay zeka gibi teknolojiye ilerlemelerle gelişmeye devam

edilmektedir. Bu ilerlemeler görüntü kalitesinde, teşhis doğruluğunda ve hasta güvenliğinde iyileştirmelere yol açarak BT'yi modern tıpta önemli bir araç haline getirdi.

Tomografi gibi görüntüleme yöntemleri, radyasyon dozu nedeniyle hastalarda potansiyel sağlık riskleri oluşturabilir. Bu nedenle, radyasyon dozunun azaltılması için birçok çalışma yürütülmektedir. Basitçe sıralamak gerekirse ilk olarak düşük dozlu protokoller gelir. Çoklu kesitli bilgisayarlı tomografi için düşük dozlu protokoller, görüntü kalitesini korurken radyasyon dozunu azaltır. Daha yeni BT tarayıcıları, daha düşük dozlarda bile yüksek kaliteli görüntüler üretmek için geliştirilmiş algılama teknolojileri ve diğer optimizasyon tekniklerini kullanır. Sınırlandırılmış tarama ile bazı durumlarda, tüm vücut taraması yapmak yerine, belirli bir bölgeyi hedef alan sınırlandırılmış taramalar yapılabilir. Bu, radyasyon dozunu önemli ölçüde azaltabilir. Otomatik maruziyet kontrolü ile bazı CT tarayıcıları, maruziyet kontrolü için otomatik yöntemler kullanarak radyasyon dozunu azaltır. Bu yöntemler, hastanın vücut tipine ve boyutuna göre maruziyet ayarlamaları yaparak, radyasyon dozunu optimize eder. Yeniden işlem yapmayla bazı durumlarda, önceki bir taramanın yeniden işlenmesi yeni bir taramanın yapılmasını gerektirmez ve bu şekilde radyasyon dozu azaltılabilir.

Yapılan literatür araştırmaları neticesinde bilimsel olarak BT çekimleri esnasında hasta dozlarının belirlenmesi ve azaltılmasına yönelik çalışmaların yapıldığı görülmüştür. Koç ve ark.⁸⁶ tarafından yapılan çalışmada BT incelemelerinde hastanın alacağı radyasyon dozu daha başarılı azaltmak için hastanın kişisel özellikleri dikkate alınarak oluşturulacak yazılımlarla otomatik kilovolt ve akım modülasyonu ile gelişmiş iteratif rekonstrüksiyon protokollerinin birlikte kullanılmıştır.⁸⁶ Başekim ve Arslanoğlu doz azaltma teknolojileri ve kullanılabilecek yöntemleri esas alarak BT de hasta dozunun düşürülme yöntemlerini araştırmışlardır. Yaptıkları bu çalışmayla birden fazla yöntemi göstermişlerdir. Bunları sıralayacak olursak; Doğru çekim endikasyonunun belirlenmesi,

inceleme alanının sınırlandırılması, çok fazla incelemelerden kaçınılması, X ışını filtrasyonu, yüzeysel organ koruyucu kullanımı, doğru tüp akımı ve tüp ışınlama süresinin belirlenmesi, otomatik tüp akım modülasyon (OTAM) sisteminin doğru kullanım, tür geriliminin doğru belirlenmesi olarak sıralanabilir. ³ Başka bir çalışmada ise S. Yıldız ark. ⁸⁷ ‘ Pediatrik Yaşta Bilgisayarlı Tomografi Uygulamalarında Radyasyon Dozunu Azaltma Stratejileri ’ üzerine çalışmışlardır ve hedefteki vücut alanlarının BT ile değerlendirilmesi, değişkenlerin çocuklar için yeniden düzenlenmesi ve her çocuğa özel protokol değişikliklerinin yapılması ile radyasyon dozu önemli ölçüde azaltılabilir. Radyasyonu azaltmada, kullanılan tomografi cihazının teknik parametre değişiklikleri iyi bilinmeli ve dikkatlice uygulanmalıdır. ⁸⁷

BT görüntülemelerde radyasyon dozunu azaltmak için birçok program kullanılmaktadır. ⁸⁸ BT Programlardan biri de ASIR (Adaptive Adaptation).İstatistiksel Yinelemeli Yeniden Yapılandırma) programı. Bu program piksel gürültüsünü azaltarak standart sapmayı azaltabilen bir konfigürasyon teknolojisidir. Görüntünün kalitesi hastaya verilen radyasyon dozu ile orantılıdır. hasta için düşük doz verilirse gürültü artar ve görüntü kalitesi düşer. ASIR programı otomatik mAs değerlerinin düşürülmesi ve hızının artırılması ile hastanın aldığı radyasyon dozu oldukça azaltılmaktadır. ASIR programı, bu gürültülü pikselleri seçerek yok eder ve kalanları kaldırır ,net görüntüleri sisteme aktarır. Böylece, daha düşük bir radyasyon dozu ile net bir görüntü elde edilir. Bu kullanımın bizim çalışmamız için önemi ise şöyle tanımlanabilir. Hasta ne kadar düşük doz alırsa operasyon odasında bulunan çalışanda o kadar az radyasyon alır. Yaptığımız çalışmada görüldü ki düşük doz algoritması uygulanan çekimlerde ölçüm yapılan noktalarda daha az radyasyon ölçülmüştür fakat yüksek doz çekimlerinde çok daha yüksek doz ölçümle alınmıştır.

Düşük dozlu BT taramaları, yüksek dozlu taramalardan daha düşük miktarda radyasyon kullanır. Bunun nedeni, düşük dozlu taramaların, özellikle tekrarlanan veya uzun süreli görüntüleme için hastanın maruz kalacağı zararlı radyasyon riskini en aza indirmeye öncelik vermesidir. Bu, çocuklar, hamile kadınlar ve birden fazla taramadan geçen kişiler gibi belirli popülasyonlar için faydalı olabilir.Öte yandan, yüksek doz BT taramaları daha yüksek çözünürlüklü görüntüler ve daha fazla ayrıntı sağlar. Bu, onları küçük lezyonları veya tümörleri saptamak, hastalık veya yaralanmanın boyutunu değerlendirmek ve belirli tıbbi prosedürlere rehberlik etmek için faydalı kılar. Bununla birlikte, daha yüksek radyasyon dozu nedeniyle, bu taramalar yalnızca potansiyel faydalar risklerden ağır bastığında kullanılmalıdır.

Düşük dozlu ve yüksek dozlu BT çekimleri, BT taraması sırasında kullanılan radyasyon miktarına göre belirlenir.Düşük doz BT taraması, yüksek doz BT taraması olarak kabul edilen geleneksel BT taramasına kıyasla daha düşük miktarda radyasyon kullanır. BT taramasında kullanılan radyasyon miktarı milisievert (mSv) cinsinden ölçülür.Referans olarak, düşük dozlu BT taraması tipik olarak yaklaşık 1 mSv veya daha azını kullanırken, geleneksel yüksek dozlu BT taraması 7 ila 10 mSv veya daha fazlasını kullanabilir. Bununla birlikte, BT taraması sırasında kullanılan tam radyasyon miktarı, BT taramasının türü, hastanın yaşı ve hastanın bedeni gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak değişebilir.Düşük dozlu BT taramalarının geleneksel BT taramalarına göre daha az radyasyon kullanmasına rağmen, diğer tıbbi görüntüleme testlerine kıyasla önemli miktarda radyasyon kullandıklarına dikkat etmek önemlidir. Düşük doz ve yüksek doz algoritmali bilgisayar tomografi (BT) çekimlerinin karşılaştırılması, görüntü kalitesi ve radyasyon dozu arasındaki denge üzerine odaklanır. Düşük doz BT çekimleri, daha az radyasyon dozu kullanarak elde edilen görüntülerdir ve vücudun zararlı etkilenmesini azaltmayı amaçlar. Yüksek doz BT çekimleri ise daha yüksek radyasyon dozu kullanarak

elde edilen görüntülerdir ve daha yüksek görüntü kalitesi sağlar. Her iki yöntemin de avantajları ve dezavantajları vardır. Düşük doz BT çekimleri, daha az radyasyon dozu kullanarak vücudun zararlı etkilenmesini azaltırken, görüntü kalitesi daha düşük olabilir ve daha zor teşhis koymak için yetersiz olabilir. Yüksek doz BT çekimleri ise daha yüksek görüntü kalitesi sağlar ancak daha yüksek radyasyon dozu kullanarak vücudun zararlı etkilenmesi daha yüksek olabilir. Düşük doz algoritmali bilgisayar tomografi (BT) çekimleri, daha az radyasyon dozu kullanarak elde edilen görüntülerdir. Bu yöntem, vücudun zararlı etkilenmesini azaltmayı amaçlar ve özellikle sıklıkla BT çekimi yaptıran ya da radyasyon hassasiyeti olan hastalar için uygun bir seçenek olabilir. Düşük doz BT çekimleri, azaltılmış radyasyon dozunun yanı sıra, daha az zaman alır ve daha az maliyetlidir. Ancak, düşük doz BT çekimleri, daha düşük görüntü kalitesine sahip olabilir ve daha zor teşhis koymak için yetersiz olabilir. Bu nedenle, doktorlar düşük doz BT çekimlerini, daha yüksek görüntü kalitesi için gerekli olan durumlarda kullanmazlar. Yüksek doz algoritmali bilgisayar tomografi (BT) çekimleri ise daha yüksek radyasyon dozu kullanarak elde edilen görüntülerdir. Bu yöntem, daha yüksek görüntü kalitesi sağlar ve teşhis koymak için daha kullanışlıdır. Ancak, yüksek doz BT çekimleri, daha yüksek radyasyon dozu kullanarak vücudun zararlı etkilenmesi daha yüksek olabilir.

Sonuç olarak, düşük doz ve yüksek doz algoritmali bilgisayar tomografi çekimlerinin karşılaştırılması, radyasyon dozu ve görüntü kalitesi arasındaki dengeyi ele alır. Doktorlar, hastaların ihtiyaçlarına ve risklere göre en uygun yöntemi seçerler. Örneğin, yüksek doz BT çekimleri, teşhis koymak için gerekli olan durumlarda kullanılabilirken, düşük doz BT çekimleri, sıklıkla BT çekimi yaptıran ya da radyasyon hassasiyeti olan hastalar için daha uygun bir seçenek olabilir. Özetle, düşük doz BT taramaları ve yüksek doz BT taramalarının farklı amaçları, radyasyon maruziyetleri,

görüntü kaliteleri, riskleri ve maliyetleri vardır. Doktorunuz, kişisel tıbbi ihtiyaçlarınıza ve risk faktörlerine bağlı olarak sizin için hangi BT taramasının uygun olduğunu belirlemenize yardımcı olabilir. Düşük dozlu ve yüksek dozlu BT taramaları arasındaki seçim, hastanın özel tıbbi ihtiyaçlarına ve taramanın amacına bağlıdır. Bilgilendirilmiş bir karar vermek için bir sağlık uzmanıyla riskleri ve faydaları tartışmak önemlidir.

Farklı doz algoritmalarıyla bu çalışmanın yapılmasının en büyük nedenlerinden biri hastanın olduğu kadar çalışanında hangi doz algoritmasında hangi maruziyete maruz kaldığını belirlemektir. Bunu belirleyebilmek için öncelikle radyasyonu ölçebilmemiz gerekir ki yaptığımız tez çalışmasının ölçüm kısmında bu ölçüldü. BT taramasının dozu milisievert (mSv) birimleriyle ölçülebilir. BT taraması sırasında bir kişinin aldığı dozu ölçmenin en doğru yolu, kişinin giydiği ve maruz kaldığı radyasyon miktarını ölçen bir cihaz olan kişisel bir dozimetre kullanmaktır. İki numaralı yol ortam dozunda ölçebilen taşınabilir bir radyasyon ölçer kullanmaktır. Diğer bir seçenek de, görüntülenen alanın boyutunu ve tarama sırasında iletilen dozu hesaba katan hesaplanmış bir değer olan doz-uzunluk ürününü (DLP) kullanmaktır. Bu değer daha sonra bireyin aldığı dozu tahmin etmek için kullanılabilir. Hem kişisel dozimetrelerin hem de DLP'lerin sınırlamaları olduğunu ve radyasyon maruziyetini ölçmenin en doğru yolunun bu yöntemlerin bir kombinasyonu olduğunu unutmamak önemlidir. Yaptığımız çalışmada bu 3 unsurda değerlendirilmiştir. Kişisel Dozimetreler: Kişisel dozimetreler, BT taraması veya diğer radyasyona dayalı tıbbi prosedürler sırasında bir kişi tarafından giyilebilen küçük cihazlardır. Cihazdan geçen radyasyon miktarını ölçerek çalışırlar ve bu daha sonra bireyin aldığı dozu tahmin etmek için kullanılır. Kişisel dozimetreler bel çevresine bir kayışla veya bir rozet olarak takılabilir ve bireylerin düzenli olarak iyonlaştırıcı radyasyona maruz kaldığı tıbbi ve mesleki ortamlarda yaygın olarak kullanılır. Dose-Length Product (DLP): DLP, hem görüntülenen alanın büyüklüğünü hem de tarama

sırasında iletilen dozu hesaba katan hesaplanmış bir değerdir. Miligray-santimetre (mGy-cm) cinsinden ifade edilir ve genellikle BT taraması sırasında bir kişinin aldığı radyasyon dozunu tahmin etmek için kullanılır. DLP, görüntülenen alana iletilen dozu alanın uzunluğu ile çarparak hesaplanabilir. Bizim manuel radyasyon ölçüm cihazıyla (ESM FH 40 G-L radiameter Thermo Electron) operatör odasının farklı noktalarında aldığımız ölçümlerde bizim çalışmamız için temel oluşturmaktadır. BT cihazı için önemli olan verilerden biri de CTDI_{vol} değeridir. CTDI (Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi), BT incelemesindeki radyasyon dozunun bir ölçüsüdür. Miligray (mGy) birimleriyle ifade edilir ve farklı BT incelemelerinin radyasyon dozlarını karşılaştırmak ve BT prosedürleri sırasında hastaların ve personelin maruz kaldığı radyasyonu izlemek ve kontrol etmek için kullanılır. Vücudun belirli bir bölümünde, tipik olarak 10 cm çapında ve 1 cm uzunluğunda silindirik bir doku bölümünde hastaya verilen ortalama radyasyon dozunun bir tahminidir. Burada önemli parametreler olan CTDI, FOV ve DLP BT taraması sırasında cihaz tarafından verilen verilerdir. Genel olarak düşünüldüğünde BT taraması sırasında ortaya çıkan CTDI verisini BT görüntülemesinin alanı yani FOV verisiyle çarpmak bize DLP değerini verir. Karşılaştırılabilir ölçümler yapılması için her ölçüm için o anki çekim parametreleri(kV, mAs, FOV, DLP,CTDI) kaydedildi ve bu parametreler kullanılarak elde edilen veri ile manuel dozimetre verileri ve şahsi dozimetre verileri karşılaştırıldı.

Manuel radyasyon ölçümü yaparken bazı hususlara dikkat edilmiştir. Bunları açıklamak gerekirse radyasyon ölçümünü yapan çalışanın radyasyonu ölçüm esnasında doz alabileceği yerler belirli zaman aralıklarında belirlendi. Bu belirlemede önemli olan çalışanın günlük rutin aktivitelerinde neler yaptığıdır. Hastanın çekim odasına girmesinden çıkana kadarki süreç değerlendirilerek ölçüm yapılırken çalışan hangi konumda bulunur, hangi zaman aralıklarında hangi işlemleri yapar ve sonuçta hangi durumda radyasyona maruz kalır öncelikle bunlar gözlemlendi ve gözlem sonucuna göre

analizler yapılarak durum belirlendi. Bu gözlemlerin sonucunda BT çekimi esnasında radyasyona ilk maruz kalınan yerin çalışanın monitör başında cihazı yönlendirdiği ve belirli kriterlere göre çekim faaliyetinde bulunduğu cam arkası ilk sırada belirlendi ve ilk ölçüm faaliyeti burda gerçekleştirildi.

İkinci olarak çekim sürecinin tamamlanması yani görüntünün en ideal şekilde oluştuğundan sonraki süreç takip edilip gözlemlendi. Bu gözlemde çalışanın günlük rutin BT çekimleri esnasında yaptığı rutin süreç takip edilerek bir sonraki aşamanın operatör odasının içi ile çekim odasını ayıran kapının açılım safhası olduğu belirlendi. Çekim sonucunda çalışan operatör odasındaki kapıyı açarak çekim odasına girer ve hastanın çekim prosedürü girişinde çıkışına sonlandırılır ve yeni hasta için çekim odası hazırlanır ve aynı prosedürler yeniden uygulanır. Kapı bu aşamada çekim odasında kalan radyasyonun çalışan tarafından maruz kalınmasını engelleyen kurşun alaşımlı bir engeldir fakat kapı açıldığında çekim odasındaki radyasyon operatör odasından çekim odasına giren çalışan tarafından alınır. Bu aşamada yapılan gözlemin sonucunda belirli zaman aralıkları belirlendi. İlk kapı açılışını takiben açılış anı, 5. Saniye ve 10. Saniye olarak ölçümler yapıldı. Yapılan bu ölçümler tekrarlanan süreç gözlemlenerek ve en optimize sonuç göz önünde bulundurularak yapılmıştır.

Üçüncü olarak çekim sürecinin tamamlanmasıyla birlikte operatör odasının merkezinde bulunan çalışanın da radyasyon maruziyetine kaldığı gözlemlendi. Çalışanın günlük rutin BT çekim süreci esnasında operatör odasının merkezinde bulunduğu andaki odanın merkezindeki radyasyon miktarı ölçüldü.

Literatür çalışmaları sırasında Coşkun ve ark.⁸⁹ tarafından yapılan çalışmada radyoloji birimlerindeki ortam dozu ölçümü yapılmıştır. Yapılan çalışma bizim yaptığımız çalışmadan çok farklı olup bizimkinden çok farklı kriterlerde tüm radyoloji biriminin ortam dozu ölçülmüştür. Ortak nokta olarak BT birimi için ‘operatörün çekimin

planlamasını yaptığı bölümde ortam doz dağılımı background düzeyinin bir miktar üzerinde izlenmiştir, Bu da kaynağa uzaklık ile dozun azalacağını göstermiştir’⁸⁹ Yapılan bu çalışma farklı kriterlerde ve net bilgi barındırmadığı için aynı zamanda sadece ortam dozunun dağılımına odaklandığı için bizim çalışmamız ölçüsünde farklılık göstermektedir. Gökharman ve ark.⁹⁰ ise odak noktasını hastadan ayırarak çalışanların farkındalığı üzerine çekmiştir.Yapmış oldukları çalışmada radyasyon çalışanlarının mevcut radyolojik güvenlik ve analiz bilgilerine hakimiyeti ve radyasyondan korunma bilincine hakimiyeti üzerin odaklanmışlardır.⁹⁰

Yapılan çalışmada operatör odasının farklı noktalarında ölçümler alındı ve hem BT cihaz verileriyle hemde şahsi dozimetre verileriyle karşılaştırıldı. Burada dikkati en başta çeken kısım Yüksek doz algoritmali çekimler hem standart doz için hemde düşük doz için çok daha fazla radyasyon verisine sahip olduğu gözlemlendi. Bu şaşırtıcı değildir çünkü cihaz FOV verileri hemen hemen aynı iken CTDI ve DLP değerleri arasında farklar olduğu görüldü. Bu cihaz verileri cihazın verdiği doz üzerinde etkili olan verilerdir Bizim önceliğimiz yapılan çalışmada çalışanların aldığı dozlar özelinde olduğu için asıl manuel doz ölçer verileri bu kısımda daha değerli sonuçlar verdi. Toplanan sonuçları baz alırsak ölçüm yapılan her nokta için özellikle yüksek doz çekimler diğer iki algoritmadan belirgin fazla şekilde radyasyon ölçümüne neden olmuştur. Hem standart doz hemde düşük doz algoritmaları için yüksek doz algoritmali çekimlere göre belirgin oranda düşük doz ile çekim yaptığı belirlendi. Standart ve düşük doz algoritmalarını birbiriyle kıyasladığımız durumda ise manuel doz ölçümünde çok belirgin farklar olmamakla birlikte düşük doz algoritmali ölçümler standart doz algoritmali ölçümlere kıyasla daha düşük doz maruziyetine sebep olduğu belirlendi. Düşük doz algoritmali ölçümlerle standart doz algoritmali ölçümlerin birbirine en yakın oldukları noktalar hemen hemen aynı iken standart doz algoritma sınırının en üst noktası ile düşük doz algoritma arasında çok büyük

olmasada belirgin bir fark gözlemlendi. Bu karşılaştırmaya yüksek doz algoritmali çekimleri eklersen düşük doz algoritma çekimlerle çok büyük oranda farklar gözlemlenmiştir. Bazı durumlarda fark 50 kata kadar çıkmaktadır. Bu çalışmanın literatüre katacağı en büyük etkilerden biride doz algoritmalarının hastanın dışında çalışanlar üzerinde hangi ölçüde farklar yarattığıdır. Farklı doz algoritmali bu çekimler sırasındaki ölçümler göstermiştir ki çalışanlar yüksek doz algoritmali çekimler de düşük ve standart doz algoritmali çekimlere göre kat ve kat daha fazla radyasyona maruz kalmaktadır. Willemink ve ark.⁹¹ farklı doz algoritmalarında göğüs fantomu kullanarak görüntü kalitesine odaklanmış fakat doz farkının oluştuğunda gözlemlemiştir.⁹¹

Yapılan çalışmanın önemli aşamalarından biri de manuel ölçüm yapılan noktalar ve bu ölçümlerin birbiriyle karşılaştırılmasıdır. Görüntüleme işlemi bitmesi mukabilinde kontrol odasından bir kapı ile ölçüm odasına yani tomografi cihazının yanına giriş sağlık çalışanı tarafından yapılmaktadır ancak bu giriş için bekleme süresi olgusu bizim yaptığımız çalışmalarla optimum noktanın bulunması hususunda önem kazanmıştır çünkü belirli zaman dilimlerinde farklı algoritmalarındaki çekimlerin hemen sonrasında yapılacak ölçümler kapı açılışında ortam doz maruziyetine daha az maruz kalma açısından önemli bir sonuca ulaşmıştır ve bu yönüyle hem çalışanın hangi zaman diliminde odaya girmesinin daha az maruziyete neden olduğu hemde çalışanın ortam maruziyetine daha az maruz kalacağı konum,zaman ve olgu belirlenmiştir.Daha önce yapılan çalışmalar incelendiğinde bu yönlü çalışmalarda büyük boşluklar olduğu ve genelde hastanın^{92, 93} ve hasta yakınlarının⁹⁴ doz maruziyeti üzerine eğildiği görülmüştür.Yapılan literatür taramasında Sağlık çalışanları üzerindede çalışmalar az da olsa vardır fakat bu çalışmalar çok sınırlı ve bizim amaçladığımız konunun aslında çok uzağında kalmıştır.⁹⁵ Yapılan çalışma göstermiştir ki bütün ölçüm noktalarında yüksek doz algoritması kullanılarak yapılan çekimlerin manuel doz ölçümleri standart ve düşük

doz algoritmali çekimlerden oldukça belirgin bir şekilde yüksek çıkmıştır. Standart ve düşük doz algoritmali çekimler sırasında yapılan ölçümler karşılaştırıldığında ise özellikle odanın merkezinden alınan ölçümlerde birbirine çok yakın değerler bulunmuştur. ⁹⁶

Tablo 5.1. Doz alım miktarları detaylı

İnsan Grupları		VÜCUT BÖLGESİ	Doz Sınır Değeri (Bir Çalışma Yılı - 2000saat- S üresinde)	Doz Sum Değeri (Birbirini takip eden 3 ay içinde)
1 .Mesleği seresi radyasyonla çalışanlar	Çalışma	Tüm Vücut	50 mSv	25 mSv
	Grubu A ¹	Vücudun bir- bölümü	500 mSv	250 mSv
	Çalışma	Tüm Vücut	15 mSv	7.5 mSv
	Grubu B"	Vücudun bir bölümü	150 m Sv	75 mSv
2.	a) 18 yaşın	Tüm Vücut	5 mSv	_____
Radyasyonda n	altındakiler			
özellikle	b)Hamileler	Rahim	-----	5 mSv/ay
korunması ser				
ek en insanlar				
3.Kontrol ve gözetim		Tüm Vücut	5 mSv	
bölgesindekiler s-				
4. Diğer kişiler		Tüm Vücut	1.5 mSv	

BT incelemeleri gibi tıbbi görüntüleme prosedürlerini uygulayan veya destekleyen sağlık çalışanları, genel nüfusa kıyasla daha yüksek radyasyona maruz kalma riski altındadır. BT incelemeleri yapan teknoloji uzmanları ve görüntüleri yorumlayan radyologlar gibi sağlık çalışanları, işlerinden kaynaklanan düşük düzeyde radyasyona maruz kalabilirler. Radyasyona maruz kalma miktarı, uyguladıkları prosedürlerin türü ve sıklığı, koruyucu ekipman ve kalkan kullanımı ve hastadan veya radyasyon kaynağından uzaklık dahil olmak üzere çeşitli faktörlere bağlıdır. Radyasyona maruz kalma miktarı, aşağıdakiler de dahil olmak üzere çeşitli faktörlere bağlıdır. Gerçekleştirilen tıbbi

görüntüleme prosedürünün tipi radyasyona maruz kalma seviyesini etkileyebilir. Örneğin, BT incelemeleri, diğer tıbbi görüntüleme prosedürlerine kıyasla daha yüksek dozda radyasyon verme eğilimindedir. Bir sağlık çalışanı radyasyona dayalı prosedürleri ne kadar sık uygularsa, kümülatif radyasyon maruziyeti o kadar yüksek olacaktır. Bir sağlık çalışanı radyasyon kaynağına ne kadar yakınsa, maruziyeti o kadar yüksek olacaktır. Kurşun önlükler, kalkanlar ve tiroit yakaları gibi koruyucu ekipmanların kullanılması radyasyon maruziyetini azaltmaya yardımcı olabilir. Duvarlar ve bölmeler gibi ekipmanların kullanılması, çalışana ulaşan saçılan radyasyon miktarının azaltılmasına yardımcı olabilir. Bu önlemlere rağmen, sağlık çalışanları çalışmaları nedeniyle düşük dozda iyonlaştırıcı radyasyon alabilirler. Bununla birlikte, bu düşük maruziyet seviyelerinden kaynaklanan zarar riskinin düşük olduğu düşünülmektedir. Radyasyona maruz kalmanın neden olduğu zarar riskini en aza indirmek için, sağlık tesislerinin Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu (ICRP) ve Ulusal Radyasyondan Korunma ve Ölçümler Konseyi (NCRP) gibi düzenleyici kurumlar tarafından belirlenen yönergeler ve standartlara uyması önemlidir. Bu kuruluşlar, mesleki ve kamusal maruziyet için güvenli radyasyona maruz kalma seviyeleri hakkında tavsiyeler ve iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmanın nasıl azaltılacağına dair rehberlik sağlar.

Tablo 5.2. Doz alım sınırları

		Görevli	Halk
Yıllık Etkin Doz		20 mSv	1 mSv
Yıllık Eşdeğer Doz	Göz	150 mSv	15 mSv
	Cilt	500 mSv	50 mSv
	Kol-Bacak	500 mSv	

Radyasyondan korunma, sağlık çalışanları için çok önemlidir, çünkü tanısal ve terapötik tıbbi prosedürlerden kaynaklanan iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalma riski altındadırlar. Bu tür radyasyon, potansiyel olarak DNA'ya zarar veren ve kanser, genetik mutasyonlar ve doku hasarı gibi sağlık etkilerine yol açan atomlardan elektronları koparmak için yeterli enerjiye sahiptir. Radyasyona maruz kalma riskini azaltmak ve sağlık çalışanlarının güvenliğini sağlamak için, koruyucu ekipman kullanmak, güvenli mesafeleri korumak, yüksek radyasyon alanlarında geçirilen süreyi sınırlamak ve radyasyona maruz kalmayı düzenli olarak izlemek dahil olmak üzere yerleşik radyasyondan korunma ilkelerine ve yönergelerine uymak önemlidir.

Yaptığımız alışma göz önünde bulundurulduğunda bazı eksiklikler ve bazı kısıtlılıklarda bulunmaktadır. Bunların en önemlilerinden biri çekim alanının kontrolünün sağlanmasıdır. ekim aktiviteleri gerçek hastalar üzerinde uygulandığı için tek tip karşılaştırmada aynı yaş, boy, kilo ve cinsiyetteki hastalara ölçüm yapılması daha net sonuçlara ulaşılmasını sağlayabilirdi. Aynı zamanda bu çekimin yapıldığı hastalar aynı teşhisle farklı doz algoritmalarında aynı sırayla ve şekilde BT ekimi esnasında ölçümü alınabilir ve daha etkin sonuçlar bulunabilirdi. Bu sayade yaş, cinsiyet, boy, kilo gibi etkenler etkisiz bırakılabilirdi. En önemli kısıtlılıklardan biride tomografi cihazında bizim kriterlerimize uymayan hastaların çekimlerinin de bu zaman diliminde devam ediyor olmasıydı. Biz araştırmamızda sadece farklı doz algoritmalarıyla yapılan Toraks BT çekimleri esnasındaki ölçümleri kullanıldı fakat diğer hastaların bu sırada günlük rutin çekimlerine de devam edildi. Bir diğer hususda çalışanların çalışma takvimleri dolayısıyla değişen çalışma süreleridir. Belirlenen çalışanlarla çekimler yapılsada hem çalışan döngüleri değişti hemde farklı çalışanların çalıştığı esnada farklı sayıda ve farklı doz algoritmalarında çekimler yapıldı.

Akademik olarak düşünöldüğünde elde edilen sonuçlarla birlikte farklı doz algoritmaları kullanılarak yapılan ölçömlerden çıkan sonuçla bu doz algoritmalarının sağıık çalışanı ve kontrol odası üzerindeki etkileri bulunmuştır . Bu bilgiler sayesinde hem akademik anlamda hemde çalışanlar bireysel anlamda daha fazla bilgi sahibi olup doz maruziyetlerini aşağıya çekebileceklerdir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yaptığımız çalışmanın sonucunda farklı doz algoritmaları kullanılarak yapılan BT il görüntüleme esnasında hastaların aldığı dozlar farklılık gösterebilir bunun sağlık çalışanlarına yansması farklıdır.

Bu çalışmada hedeflenen amaç doğrultusunda öncelikle Toraks çekimleri hedef ölçümler için kullanılmıştır. Yapılan çalışmada üç farklı noktada ve farklı zaman dilimlerinde ölçümler alınmış (bu üç nokta pencere önü kapı açılış noktası ve odanın merkezidir ve kapı açılışını müteakip açılış anı beşinci ve onuncu saniyelerdeki doz ölçümlerini alınmıştır) ve bu ölçümlerin hepsinde yüksek doz esnasındaki ölçümler diğerlerine göre oldukça yüksek çıkmıştır. Düşük doz ile standart doz BT çekimleri esnasında çalışanların bulunduğu ortamdaki radyasyon dozları üzerinde önemli bir fark görülmemiştir. Asıl büyük fark yüksek doz BT görüntüleme esnasında ortaya çıkmaktadır. Yüksek doz BT görüntüleme esnasında çalışanların bulunduğu ortamdaki ölçülen radyasyon dozu düşük ve standart doz BT ile görüntüleme esnasındaki ölçülen dozdan çok daha yüksektir. Bu ölçümler esnasında FOV,CTDI_{VOL} ve DLP verileri bulunmuş ve hesaplanmıştır. Sonraki aşamada şahsi dozimetrele verileride alınmış ve hem algoritmalar arası istatistiksel olarak bir karşılaştırma yapılmış hemde şahsi dozimetre verileri alınarak birbiriyle karşılaştırılmış ve sonuçlara ulaşılmıştır.

Ulaştığımız sonuçlar değerlendirildiğinde yapılan çalışma hedeflenen amaca büyük çoğunlukla ulaşmıştır. 3 nokta içinde tespit edilen en yüksek doz ölçümleri genelde cam önün ölçümleri olmuştur. Kapı açılış sürecinde ki ölçümler baz alındığında en yüksek doz çekimin hemen sonrasında kapının ilk açıldığı anda olduğu görülmüştür. 5. ve 10. Saniyedeki ölçümler doz miktarının büyük oranda azaldığını özellikle Yüksek doz algoritmali çekim sonrası ölçümde 10. Saniyede doz miktarının büyük ölçüde azaldığı görülmüştür.

Sonuç olarak akademik olarak düşünöldüğünde elde edilen sonuçlarla birlikte farklı doz algoritmaları kullanılarak yapılan ölçömlerden çıkan sonuçla bu doz algoritmalarının sağıık çalışanı ve kontrol odası üzerindeki etkileri bulunmuştur ayrıca zamana bağılı yapılan ölçömlerle veri analizleri sonucunda ortaya çıkan araştırımsal kuram ve sonuçla birlikte hem çalışınların hemde araştırmacıların önüne çok kapsamlı ve etkili bilgiler sunulmuştur.Bu bilgiler sayesinde hem akademik anlamda hemde çalışınlar bireysel anlamda daha fazla bilgi sahibi olup doz maruziyetlerini aşığıya çekebileceklerdir. Bu çalışmadan çıkan sonuçla birlikte çalışınların daha fazla bilinçlendirilmesi ve eğitilmesi aynı zamanda koruyucu tedbirlerin alınması doz maruziyetini azaltabilir. Kullanılacak ekipmanın bakımı ve doğru şekilde kullanılmasıda aynı oranda doz maruziyetini düşörecektir. Kullanılan algoritmanın ve programların geliştirilmesi ve doğru süreçlerde doğru algoritmanın kullanılması yine doz maruziyetinin azaltılması için gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Demir OG, Mustafa. Bilgisayarlı Tomografi Çekimlerinde Hastanın Yakın Çevresinde Radyasyon Dozu Ölçümleri. 23, 2022.
2. <https://www.remm.hhs.gov/index.html>. 12 Ekim 2022.
3. Başekim CÇ, Arslanoğlu A. Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Doz Kontrolü ve Düşük Doz Çekim Teknikleri. 2020.
4. Grupen C, Rodgers M. What are radioactivity and radiation? İçinde: *Radioactivity and Radiation*, Springer, 2016: 7-25.
5. Erdoğan M. İyonlaştırıcı radyasyon ve korunma yöntemleri. *Selçuk Üniversitesi Fen Fakültesi Fen Dergisi*, 2017, 43: 139-147.
6. Restier-Verlet J, El-Nachef L, Ferlazzo ML, Al-Choboq J, Granzotto A, Bouchet A, Foray N. Radiation on Earth or in Space: What Does It Change? *International Journal of Molecular Sciences*, 2021, 22: 3739.
7. Hendry JH, Simon SL, Wojcik A, Sohrabi M, Burkart W, Cardis E, Laurier D, Tirmarche M, Hayata I. Human exposure to high natural background radiation: what can it teach us about radiation risks? *Journal of Radiological Protection*, 2009, 29: A29.
8. <https://www.cdc.gov/nceh/radiation/spectrum.html>. 01 Ekim 2022.
9. <https://www.radiationanswers.org/radiation-introduction/types-of-radiation/ionizing-radiation.html>. 03 Ekim 2022.
10. <https://hps.org/publicinformation/ate/faqs/radiationtypes.html>. 08 Ekim 2022.
11. National Library Of Medicine <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK230642/>. 11 Ekim 2022.
12. Sherer MAS, Visconti PJ, Ritenour ER, Kelli Haynes M. *Radiation protection in medical radiography*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2013.

13. ICRP. *ICRP publication 60: 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 1991.
14. <https://www.icru.org/reports/>. 10 Ekim 2022.
15. Charles M. UNSCEAR Report 2000: sources and effects of ionizing radiation. *Journal of Radiological Protection*, 2001, 21: 83.
16. Shannoun F. Medical exposure assessment: the global approach of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. *Radiation protection dosimetry*, 2015, 165: 125-128.
17. Travato R. Statement on the Nuclear Regulatory Commission's rule on radiological criteria for license termination. *Washington, DC: US Environmental Protection Agency*, 1997.
18. VandenBygaart A, Protz R. Gamma radioactivity on a chronosequence, Pinery Provincial Park, Ontario. *Canadian Journal of Soil Science*, 1995, 75: 73-84.
19. Schuhmacher H, Seibert B. Quality factors and ambient dose equivalent for neutrons based on the new ICRP recommendations. *Radiation protection dosimetry*, 1992, 40: 85-89.
20. Long CN, Shi Y. An automated quality assessment and control algorithm for surface radiation measurements. *The Open Atmospheric Science Journal*, 2008, 2.
21. Bolus NE. Basic review of radiation biology and terminology. *Journal of nuclear medicine technology*, 2017, 45: 259-264.
22. Doll R. Hazards of ionising radiation: 100 years of observations on man. *British journal of cancer*, 1995, 72: 1339-1349.
23. Neumann S, Hopf M. Students' ideas about nuclear radiation—Before and after Fukushima. *EURASIA Journal of Mathematics, Science and Technology Education*, 2013, 9: 393-404.

24. Simões M, Breitzkreuz L, Alvarado M, Baca S, Cooper J, Heins L, Herzog K, Lieberman B. The evolving theory of evolutionary radiations. *Trends in Ecology & Evolution*, 2016, 31: 27-34.
25. Baier R, Dokshitzer YL, Mueller AH, Peigne S, Schiff D. Radiative energy loss and p_T-broadening of high energy partons in nuclei. *Nuclear Physics B*, 1997, 484: 265-282.
26. Dienes GJ. Radiation effects in solids. *Annual Review of Nuclear Science*, 1953, 2: 187-220.
27. Donmez S In *Radiation Detection and Measurement/Radyasyon Tespiti ve Olcumu*, Nuclear Medicine Seminars, (editör).^(editörler). Galenos Yayınevi Tic. Ltd.: 2017; 172-178.
28. <https://www.afad.gov.tr/kbrn/radyasyonun-olculmesi>. 15 Ekim 2022.
29. Milbrath BD, Peurrung AJ, Bliss M, Weber WJ. Radiation detector materials: An overview. *Journal of Materials Research*, 2008, 23: 2561-2581.
30. Kania D, Landstrass M, Plano M, Pan L, Han S. Diamond radiation detectors. *Diamond and Related Materials*, 1993, 2: 1012-1019.
31. Barclay D. Improved response of Geiger Muller detectors. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 1986, 33: 613-616.
32. De Vos P, Toit Sd. A Copper Evaporation Method of Geiger-Müller Tube Construction. *Review of Scientific Instruments*, 1945, 16: 270-272.
33. Lawson J, Tyler A. An Improvement in Geiger-Müller Tube Design. *Physical Review*, 1938, 53: 605.
34. Clark Sr L. Recent Developments in the Production of Halogen-Quenched Geiger-Müller Counting Tubes. *Review of Scientific Instruments*, 1953, 24: 641-643.

35. Andronic A, Wessels JP. Transition radiation detectors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2012, 666: 130-147.
36. Brennan SM, Mielke AM, Torney DC, Maccabe AB. Radiation detection with distributed sensor networks. *Computer*, 2004, 37: 57-59.
37. Dolgoshein B. Transition radiation detectors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 1993, 326: 434-469.
38. Sauli F. *Gaseous radiation detectors: fundamentals and applications*. Baskı. Cambridge University Press, 2015.
39. Knoll GF. *Radiation detection and measurement*. Baskı. John Wiley & Sons, 2010.
40. Ahmed SN. *Physics and engineering of radiation detection*. Baskı. Academic Press, 2007.
41. Pandey S, Pandey A, Deshmukh M, Shrivastava A. Role of Geiger Muller Counter in Modern Physics. *Journal of Pure Applied and Industrial Physics*, 2017, 7: 192-196.
42. Eichholz GG. *Principles of nuclear radiation detection*. Baskı. CRC Press, 2018.
43. Artru X, Yodh G, Mennessier G. Practical theory of the multilayered transition radiation detector. *Physical review d*, 1975, 12: 1289.
44. Radyasyon detektörlerine giriş. <https://www.mirion.com/learning-center/radiation-detector-types/introduction-to-radiation-detectors#:~:text=When%20talking%20about%20radiation%20detection,Scintillators%2C%20and%20Solid%20State%20detectors.> 10 Ekim 2022.
45. Sizov F. Terahertz radiation detectors: the state-of-the-art. *Semiconductor Science and Technology*, 2018, 33: 123001.

46. Kron T, Duggan L, Smith T, Rosenfeld A, Butson M, Kaplan G, Howlett S, Hyodo K. Dose response of various radiation detectors to synchrotron radiation. *Physics in Medicine & Biology*, 1998, 43: 3235.
47. Iniewski K. *Electronics for radiation detection*. Baskı. CRC Press, 2018.
48. Van Bibber K, McIntyre P, Morris D, Raffelt G. Design for a practical laboratory detector for solar axions. *Physical review d*, 1989, 39: 2089.
49. Oed A. Position-sensitive detector with microstrip anode for electron multiplication with gases. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 1988, 263: 351-359.
50. Bunemann O, Cranshaw T, Harvey J. Design of grid ionization chambers. *Canadian journal of research*, 1949, 27: 191-206.
51. Zeynalova O, Zeynalov S, Nazarenko M, Hambsch FJ, Oberstedt S In *Nuclear Fission Investigation With Twin Ionization Chamber*, AIP Conference Proceedings, (editör).^(editörler). American Institute of Physics: 2011; 325-330.
52. Bridge H, Rediker R. Ionization chamber measurements of the absorption of the N-component of cosmic rays in lead. *Physical Review*, 1952, 88: 206.
53. Nikl M. Scintillation detectors for x-rays. *Measurement Science and Technology*, 2006, 17: R37.
54. Korzhik M, Tamulaitis G, Vasil'ev AN. *Physics of fast processes in scintillators*. Baskı. Springer, 2020.
55. van Eijk CW. Inorganic scintillators for thermal neutron detection. *Radiation Measurements*, 2004, 38: 337-342.
56. Yanagida T. Study of rare-earth-doped scintillators. *Optical Materials*, 2013, 35: 1987-1992.

57. Awadalla S. Solid-state radiation detectors: technology and applications. 2017.
58. Gatti E, Manfredi PF. Processing the signals from solid-state detectors in elementary-particle physics. *La Rivista del Nuovo Cimento (1978-1999)*, 1986, 9: 1-146.
59. Miles DA. Imaging using solid-state detectors. *Dental Clinics of North America*, 1993, 37: 531-540.
60. Fleischer R, Price P, Walker R. Solid-state track detectors: applications to nuclear science and geophysics. *Annual Review of Nuclear Science*, 1965, 15: 1-28.
61. www.academia.edu/31102296/Thermo_Electron_FH_40GL_Manual. 01 Şubat 2023.
62. Dumazert J, Coulon R, Carrel F, Corre G, Normand S, Méchin L, Hamel M. Sensitive and transportable gadolinium-core plastic scintillator sphere for neutron detection and counting. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2016, 828: 181-190.
63. <https://nuclearsafety.gc.ca/eng>. 13 Ekim 2022.
64. Commission CNS. Radiation doses. 2014.
65. Ishigure N, Matsumoto M, Nakano T, Enomoto H. Development of software for internal dose calculation from bioassay measurements. *Radiation protection dosimetry*, 2004, 109: 235-242.
66. Thind K. Monitoring methods and dose assessment for internal exposures involving mixed fission and activation products containing actinides. *Health physics*, 2001, 80: 47-53.
67. <https://www.ehs.harvard.edu/programs/radiation-safety-committee>. 17 Ekim 2022.

68. Miller SD, Murphy MK. Technical performance of the Luxel Al₂O₃: C optically stimulated luminescence dosimeter element at radiation oncology and nuclear accident dose levels. *Radiation protection dosimetry*, 2007, 123: 435-442.
69. Giansante L, Santos JC, Umisedo NK, Terini RA, Costa PR. Characterization of OSL dosimeters for use in dose assessment in computed tomography procedures. *Physica Medica*, 2018, 47: 16-22.
70. Koyama S, Miyamoto Y, Fujiwara A, Kobayashi H, Ajisawa K, Komori H, Takei Y, Nanto H, Kurobori T, Kakimoto H. Environmental radiation monitoring utilizing solid state dosimeters. *Sensors and Materials*, 2010, 22: 377-385.
71. McKeever SW, Moscovitch M, Townsend PD. Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses. 1995.
72. Kumaş A. *Radyasyon fiziği ve tıbbi uygulamaları*. Baskı. Palme, 2009.
73. Thomas AM, Banerjee AK. *The history of radiology*. Baskı. OUP Oxford, 2013.
74. Işık Z, Selçuk H, Albayram S. Bilgisayarlı tomografi ve radyasyon. 2010.
75. Tubiana M. Wilhelm Conrad Röntgen and the discovery of X-rays. *Bulletin de l'Académie nationale de médecine*, 1996, 180: 97-108.
76. Biyomedikal cihaz teknolojileri.
<http://meslek.eba.gov.tr/moduller/Biyomedikal%20Cihazlarda%20Kalibrasyon.pdf>
f. 10 Ekim 2022.
77. Günay O, Öztürk H, Yazar O. İyonize Radyasyon ile Çalışan Tıbbi Görüntüleme Cihazlarının Yapısının Proje Temelli Öğrenimi. *Sağlık Hizmetleri ve Eğitimi Dergisi*, 2019, 3: 20-27.
78. <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/computed-tomography-ct>. 20 Ekim 2022.

79. Kayri M. Araştırmalarda gruplar arası farkın belirlenmesine yönelik çoklu karşılaştırma (post-hoc) teknikleri. *Journal of Social Science*, 2009, 55: 22.
80. Nanda A, Mohapatra BB, Mahapatra A, Abiresh Prasad Kumar Mahapatra A, Mahapatra A. Multiple comparison test by Tukey's honestly significant difference (HSD): Do the confident level control type I error. *IJAMS*, 2021, 6: 59-65.
81. Uluman CDD, Müge. İstatistiksel Veri Analizinde R Yazılımı Ve Kullanımı. 15, 2023.
82. Sönmez FER, Harun. Temel İstatistik Eğitiminde R For Windows Paket Programı Kullanımı. 18, 2023.
83. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. 1973. *The British journal of radiology*, 1995, 68: H166-172.
84. Cormack AM. Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. *Journal of applied physics*, 1963, 34: 2722-2727.
85. Darambara DG, Singh, N., & Gupta, R. K. History of computed tomography: From X-rays to CT scan. *Journal of Medical Radiation Sciences*, (2014), 61(2): 75-89.
86. Koç GG. Hasta özelliklerine göre toraks bilgisayarlı tomografide radyasyon doz azaltımı. TOBB University of Economics and Technology, Graduate School of Engineering ..., 2015.
87. Hasan Ç, Türksoy Ö, Yıldız S. Pediatrik Yaşta Bilgisayarlı Tomografi Uygulamalarında Radyasyon Dozunu Azaltma Stratejileri. *Duzce Medical Journal*, 2011, 14: 69-73.
88. Yarar LİK, Günay O, Havva P, Onur. Bilgisayarlı tomografilerde hastanın aldığı efektif radyasyon dozunun belirlenmesi. 21, 2023.
89. Coşkun A. Radyoloji birimlerinin ortam radyasyon doz dağılımlarının belirlenmesi. Amasya Üniversitesi, 2015.

90. Gökharman DF, Aydın S, Koşar PN. Radyasyon güvenliğinde mesleki olarak bilmemiz gerekenler. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 2016, 7: 35-40.
91. Willemink MJ, Takx RA, de Jong PA, Budde RP, Bleys RL, Das M, Wildberger JE, Prokop M, Bult N, De Mey J. Computed tomography radiation dose reduction: effect of different iterative reconstruction algorithms on image quality. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 2014, 38: 815-823.
92. Kuru Lİ, Günay O, Palacı H, Yazar O. Bilgisayarlı tomografilerde hastanın aldığı efektif radyasyon dozunun belirlenmesi. *Balıkesir Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 2019, 21: 436-443.
93. Şahmaran T, Bayburt M. Pozitron Emisyon Tomografi–Bilgisayar Tomografi (PET-BT) uygulamalarında hastanın aldığı radyasyon dozunun belirlenmesi. *Kafkas Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 2020, 13: 58-63.
94. Günay O, Demir M. Bilgisayarlı Tomografi Çekimlerinde Hastanın Yakın Çevresinde Radyasyon Dozu Ölçümleri. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 2019, 23: 792-796.
95. Balsak H. Radyoloji çalışanlarının tanı amaçlı kullanılan radyasyonun, zararlı etkileri hakkında bilgi, tutum ve davranışları. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2014.
96. Anacak Y. *Radyasyon güvenliği el kitabı*. Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi, 2014.

EK-2. ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU



SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ Graduate School of Health Sciences

ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU¹

Öğrencinin Adı ve Soyadı	Murat YAĞMUR
Öğrencinin Numarası	
Ana Bilim Dalı	Radyoloji
Öğrencinin Kayıtlı Olduğu Program Türü	Yüksek Lisans

Yukarıda bilgileri verilen tezin intihal tespit yazılımıyla (Turnitin) yapılan tarama sonucunda elde edilen benzerlik oranları aşağıdaki gibidir. Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi hâlde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz.

Bölümler	Benzerlik Oranı	Maksimum Benzerlik Oranları
I. Giriş	%12	% 15
II. Genel Bilgiler	%28	% 35
III. Materyal ve Metod	%9	% 35
IV. Bulgular	%9	% 15
V. Tartışma	%11	% 20

Not: Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının %5'den büyük olmaması gerekir.

Tez Yazarı (Öğrenci)	Tez Danışmanı
----------------------	---------------

4.4.2023

4.4.2023

Öğrenci Adı-Soyadı
İmza
Murat YAĞMUR

Danışman Adı-Soyadı
İmza
Doç. Dr. Ahmet YALÇIN

¹ Bu form bilgisayar ortamında doldurulmalı, çıktısı imzalanıp Tez Savunması Jüri Öneri Formu'yla birlikte Ana Bilim Dalı Başkanlığı aracılığıyla ÜBYS üzerinden Enstitüye iletilmelidir.

EK-3. ETİK KURUL ONAY FORMU



ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ TIP
FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU



Bölümü : Dekanlık
Servisi : Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
Sayı : B.30.2.ATA.0.01.00/175
Konu : Etik Kurul Kararı

24.02.2022

Sayın: Murat YAĞMUR
Radyoloji Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Öğrencisi

Değerlendirilmek üzere Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na başvuruda bulunduğunuz "Farklı Doz Algoritmaları Kullanılarak Yapılan Bilgisayarlı Tomografi Çekimleri Esnasında Operatör Odasında Radyasyon Dozlarının Ölçülmesi Ve Radyasyon Çalışanlarının Maruz Kaldığı Radyasyon Dozlarının Karşılaştırılması" isimli bilimsel tez çalışmasına ait Kurul Kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Eki :
1 Adet Etik Kurul Kararı

Sorumlu Araştırmacı :
1. Doç. Dr. Ahmet YALÇIN

Yardımcı Araştırmacı :
1. Yüksek Lisans Öğrencisi Murat YAĞMUR



**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ TIP
FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU**



KARAR

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı
	TELEFON	+90 442 234 65 11
	FAKS	+90 442 236 09 68
	E-POSTA	
SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI		Doç. Dr. Ahmet YALÇIN
ARAŞTIRMACININ AÇIK ADI		Farklı Doz Algoritmaları Kullanılarak Yapılan Bilgisayarlı Tomografi Çekimleri Esnasında Operatör Odasında Radyasyon Dozlarının Ölçülmesi Ve Radyasyon Çalışanlarının Maruz Kaldığı Radyasyon Dozlarının Karşılaştırılması
KARAR BİLGİLERİ	Toplantı Sayısı: 2 Karar No: 31	Tarih:24.02.2022
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve çalışmanın bütçesinin Kendisi tarafından karşılanması koşulu ile yapılmasında bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verildi. Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir. Araştırmacıya çalışmalarında başarılar dileriz.	

EK-4. KURUM İZNİ



T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Tıp Fakültesi Dekanlığı
Dahili Tıp Bilimleri Bölümü Başkanlığı
Radyoloji Ana Bilim Dalı Başkanlığı



Sayı : E-42190979-100-2200174217
Konu : Çalışma İzni

10.06.2022

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Doç. Dr. Ahmet Yalçın'ın danışmanı olduğu Sağlık Fiziği yüksek lisans programı öğrencisi Murat YAĞMUR'un “ Farklı Doz Algoritmaları Kullanılarak Yapılan Bilgisayarlı Tomografi Çekimleri Esnasında Operatör Odasında Radyasyon Dozlarının Ölçülmesi ve Radyasyon Çalışanlarının Maruz Kaldığı Radyasyon Dozlarının Karşılaştırılması” konulu tezinin verisinin toplanması için gerekli olan doz ölçümlerinin yapılabilmesi için tez öğrencisinin bölümümüz tomografi ünitelerinde belirli sürelerde bulunması ve çalışma yapmasında herhangi bir sakınca bulunmamaktadır. Gereğini bilgilerinize arz ederim.

Prof.Dr. Fatih ALPER
Ana Bilim Dalı Başkanı

Ek :

- 1 - Dilekçe
- 2 - Etik Kurul Kararı