

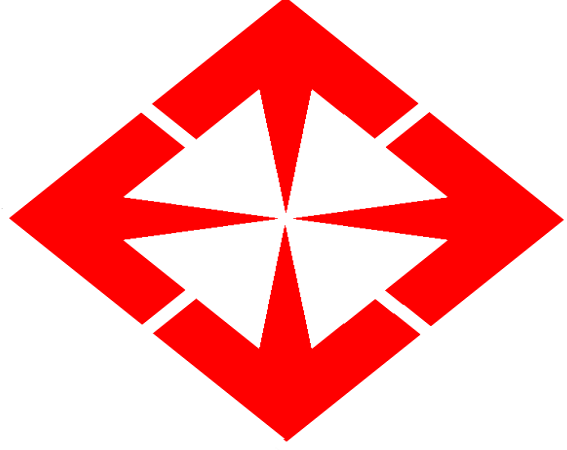
**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANA BİLİM DALI**

**BULUT TABANLI DİJİTAL DOZ TAKİP YAZILIMIYLA
KURUMSAL DİYAGNOSTİK REFERANS SEVİYELERİNİN
BELİRLENMESİ VE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE
RADYASYON DOZ OPTİMİZASYONU**

Araştırma Görevlisi Dr. Gökhan KAHRAMAN

UZMANLIK TEZİ

Ankara, 2022



**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANA BİLİM DALI**

**BULUT TABANLI DİJİTAL DOZ TAKİP YAZILIMIYLA
KURUMSAL DİYAGNOSTİK REFERANS SEVİYELERİNİN
BELİRLENMESİ VE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE
RADYASYON DOZ OPTİMİZASYONU**

**Araştırma Görevlisi Dr. Gökhan KAHRAMAN
UZMANLIK TEZİ**

Tez danışmanı: Doç. Dr. K. Murat HABERAL

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje No: KA18/206) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

Ankara, 2022

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimi tamamladığım üniversitemizin kurucu rektörü
Sn. Prof. Dr. Mehmet HABERAL' a

Rektörümüz

Sn. Prof. Dr. Ali HABERAL' a

Başkent Üniversitesi Radyoloji Ana Bilim Dalı Başkanı
Sn. Prof. Dr. Ahmet Muhteşem AĞILDERE' ye

Öğretim üyelerimiz

Sn. Prof. Dr. Mehmet COŞKUN' a

Sn. Prof. Dr. Fatih BOYVAT' a

Sn. Prof. Dr. Nihal USLU' ya

Sn. Prof. Dr. Tülin YILDIRIM' a

Sn. Prof. Dr. Fuldem YILDIRIM DÖNMEZ' e

Sn. Prof. Dr. Koray HEKİMOĞLU' na

Sn. Doç. Dr. Ali HARMAN' a

Sn. Doç. Dr. Feride KURAL RAHATLI' ya

Sn. Doç. Dr. Hale TURNAOĞLU'na

Tez danışmanım Sn. Doç. Dr. Kemal Murat HABERAL' a

Birlikte çalıştığım uzman hekimlere, araştırma görevlilerine, radyoloji bölümü
çalışanlarına,

Bu süreçte desteğini eksik etmeyen aileme ve sevgili eşim Uzm. Dr. Dilara İrem Arslan
Kahraman'a teşekkür ederim.

ÖZET

Çalışmamızın amacı bilgisayarlı tomografi (BT) incelemelerinde radyasyon dozunun standart bir hale getirilmesi ve optimizasyonu amacıyla referans bir değer olarak kullanılan diyagnostik referans seviyelerinin (DRS) belirlenmesidir.

BT görüntüleme yöntemleri içerisinde en önemli iyonizan radyasyon kaynaklarından biridir. Son yıllarda BT tetkik sayısı oldukça artmış, artan radyasyon maruziyeti ile doz optimizasyonu oldukça önemli bir konu haline gelmiştir. DRS radyasyon doz miktarının düşürülmesinde oldukça etkili, iyi oluşturulmuş ve uzun yıllardır geniş çapta kabul görmüş bir kavramdır. Birçok ülkede belirli aralıklarla DRS düzeyleri yayınlanmaktadır. Çalışmamızda Türkiye’de ilk defa bulut tabanlı dijital doz takip yazılımı kullanılarak kurumsal DRS değerleri belirlenmiştir.

Çalışmamızda kurumumuzdaki 5 radyoloji ünitesindeki 8 adet BT cihazı kullanılmıştır. İlk aşamada radyasyon doz ölçümlerindeki olası hataları ortadan kaldırmak için BT cihazlarının kalibrasyonları ve validasyonları yapılmıştır. İkinci aşamada BT cihazlarında BT doz değerlerini içeren veriler dijital bulut tabanlı bilgisayar yazılımı kullanılarak toplanmıştır. 12 ay boyunca toplanan bu verilerden tanımlayıcı istatistikler yapılmış ve her bir tetkik ve cihaz için ayrı ayrı 25., 50. ve 75. persentil (yüzdeler) DLP (*Dose Length Product*), $CTDI_{vol}$ (*Computed Tomography Dose Index volume*) değerleri hesaplanmıştır. Her bir merkezdeki 75. persentil DLP, $CTDI_{vol}$ değerleri her bir tetkik için merkeze özgü/lokal DRS değeri olarak, ayrıca tüm merkezlerdeki veriler birleştirilerek kurumsal DRS değerleri belirlenmiştir.

Çalışmamızın oldukça sık kullanılan BT’de, radyasyon dozuyla ilişkili riskin belirlenmesi, tanıya yönelik karar destek sistemlerinin daha güvenli kullanımına büyük katkı sağlayacağına ve toplum sağlığını korumaya yönelik önemli bir adım olacağına inanıyoruz.

ANAHTAR KELİMELER: Bilgisayarlı tomografi, radyasyon, DRS, dijital bulut tabanlı doz takip yazılımı

İNGİLİZCE ÖZET (ABSTRACT)

Establishment of Institutional Diagnostic Reference Level for Computed Tomography with Cloud-Based Digital Dose-Tracking Software and Computed Tomography Dose Optimisation

The aim of this study is to identify the diagnostic reference levels (DRL) that are used as the reference value for the standardization and optimization of the radiation dose on computed tomography (CT) examinations.

CT is one of the most important sources of ionizing radiation. The number of CT scans has increased dramatically in recent years. Dose optimization has become a critical issue with increasing radiation exposure. The DRL is well-established and has been widely accepted for many years. It is highly effective in decreasing radiation dose. DRL levels are published periodically in many countries. In our study, institutional DRL for CT were established for the first time in Turkey with cloud-based digital dose-tracking software.

8 CT scanners in 5 different radiology units in our institute were used. At the initial stage, CT scanners were calibrated and validated with phantom studies to eliminate the possible errors in the radiation dose measurements. In the second stage, data were collected by using a digital cloud-based software. Descriptive statistical analyses were performed. 25th, 50th and 75th percentiles of DLP, $CTDI_{vol}$ values were calculated according to examinations and CT scanners. At the same time, 75th percentile of the DLP and $CTDI_{vol}$ values obtained from each center were determined as the DRL value.

Determination of the risk associated with radiation dose in CT, which is frequently used in medical imaging, will greatly contribute to the safer use of diagnostic decision support systems and will be an important step towards protecting the public health.

KEYWORDS: Computed tomography, radiation, DRL, cloud-based digital dose-tracking software

İÇİNDEKİLER

ÖZET	ii
İNGİLİZCE ÖZET (ABSTRACT).....	iiii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1 Radyasyon.....	2
2.1.1 Radyasyon Birimleri	2
2.1.2 Radyasyon Kaynakları	5
2.1.3 Radyasyon Türleri.....	6
2.1.4 Radyasyonun Madde ile Etkileşimi	7
2.1.5 İyonizan Radyasyonun Canlılar Üzerinde Etkileri	9
2.1.6 İyonizan Radyasyon ve Kansere İlişkisi.....	12
2.1.7 Tıp Uygulamalarında İyonizan Radyasyon.....	13
2.1.8 Radyolojik Görüntüleme Yöntemleri ve Doz Maruziyeti.....	14
2.1.9 Radyasyondan Korunma	15
2.2 Bilgisayarlı Tomografi.....	17
2.2.1 Bilgisayarlı Tomografi'nin Keşfi ve Evrimi.....	17
2.2.2 BT ile İlişkili Kansere Riski	19
2.2.3 Bilgisayarlı Tomografide Doz	20
2.2.4 Bilgisayarlı Tomografide Doz Optimizasyon Stratejileri	22
2.3 Diyagnostik Referans Seviyeleri (DRS).....	25
2.3.1 DRS Tarihçesi	25
2.3.2 DRS Kavramı ve Amacı.....	26
2.3.3 DRS'nin Etkinliği	27
2.3.4 Ülkelerin DRS Sorumlulukları.....	28
2.3.5 DRS Değerlerinin Belirlenmesi	28
2.3.6 Doz Optimizasyonu.....	30
2.3.7 Uluslararası DRS Değerleri	32
2.3.8 Türkiye'de Radyasyon Doz Çalışmaları	34

2.3.9 Otomatik Doz Veri Toplama Yöntemleri	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	36
3.1 Doz Verilerinin Seçilmesi.....	36
3.2 Kullanılan BT cihazları.....	36
3.3 Doz Verilerinin Toplanması	37
3.4 İstatistiksel Yöntem	39
4. BULGULAR.....	40
4.1 Demografik Özellikler ve Veri Elde Edilen Tetkik Sayıları.....	40
4.2 Kontrastsız Beyin BT Kurumsal DRS Değeri	41
4.3 Servikal Vertebra BT Kurumsal DRS Değeri.....	42
4.4 Kontrastsız Boyun BT Kurumsal DRS Değeri.....	43
4.5 Toraks BT Kurumsal DRS Değeri.....	44
4.6 Kontrastsız Abdomen-Pelvis BT Kurumsal DRS Değeri.....	45
4.7 Lomber Vertebra BT Kurumsal DRS Değeri	46
4.8 Yüksek Rezolüsyonlu Bilgisayarlı Tomografi Kurumsal DRS Değeri	47
4.9 Koroner BT Anjiyografi Kurumsal DRS Değeri.....	48
5. TARTIŞMA	49
5.1 Kontrastsız Beyin BT Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması.....	52
5.2 Servikal Vertebra BT Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması.....	54
5.3 Kontrastsız Boyun BT Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması.....	57
5.4 Toraks BT Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması	59
5.5 Kontrastsız Abdomen-Pelvis Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması.....	61
5.6 Lomber Vertebra BT Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması.....	63
5.7 Yüksek Rezolüsyonlu BT Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması.....	65
5.8 Koroner BT Anjiyografi Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması.....	67
5.9 Kısıtlılıklar	69

6. SONUÇ ve ÖNERİLER	71
7. KAYNAKLAR.....	72

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

- α -ışını: Alfa ışını
 β -ışını: Beta ışını
 γ -ışını: Gama ışını
e-: Elektron
e+: Pozitron
 η : Nötron
ABD: Amerika Birleşik Devletleri
AB: Avrupa Birliği
AEC: Automatic exposure control
ALARA: As low as reasonably achievable
BT: Bilgisayarlı tomografi
C: Coloumb
CTDI: Computed Tomography Dose Index
ÇKBT: Çok kesitli bilgisayarlı tomografi
DEBT: Dual-enerji bilgisayarlı tomografi
DRL: Diagnostic reference levels
DRS: Diyagnostik referans seviyeleri
ED: Efektif (etkin) doz
Gy: Gray
ICRP: Radyolojik Korunmada Uluslararası Komisyon
IR: İteratif rekonstrüksiyon
J: Joule
KF: Kalite Faktörü
kg: Kilogram
kVp: Kilovolt pik
LET: Lineer enerji transferi
mA: miliamper
mAs: miliamper saniye
MRG: Manyetik rezonans görüntüleme
PET: Pozitron emisyon tomografi
R: Röntgen
RBE: Rölatif biyolojik etkinlik

Rem: Roentgen equivalent of man

S: Saat

SI: Uluslararası Birimler Sistemi

sn: Saniye

Sv: Sievert

UNSCEAR: Birleşmiş Milletler Atomik Radyasyonun Etkileri Bilimsel Komitesi

UV: Ultraviyole

YRBT: Yüksek rezolüsyonlu bilgisayarlı tomografi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1: Röntgen tüpü ve şematik gösterimi

Şekil 2.2: Compton olay ve Thomson saçılması şematik gösterimi

Şekil 2.3: Fotoelektrik olay şematik gösterimi

Şekil 2.4: DRS doz çalışmalarında optimizasyon akış şeması

Şekil 3.1: Teamplay doz takip sistemi

Şekil 3.2: Teamplay doz takip sistemi ile elde edilen veriler

Şekil 5.1: BT cihazlarından elde edilen kontrastsız beyin BT medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.2: BT cihazlarından elde edilen kontrastsız beyin BT medyan CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIvol DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.3: BT cihazlarından elde edilen servikal vertebra BT medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.4: BT cihazlarından elde edilen servikal vertebra BT medyan CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIvol DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.5: BT cihazlarından elde edilen kontrastsız boyun BT medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.6: BT cihazlarından elde edilen kontrastsız boyun BT medyan CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIvol DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.7: BT cihazlarından elde edilen toraks BT medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.8: BT cihazlarından elde edilen toraks BT medyan CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIvol DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.9: BT cihazlarından elde edilen kontrastsız abdomen-pelvis medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.10: BT cihazlarından elde edilen kontrastsız abdomen-pelvis medyan CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIvol DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.11: BT cihazlarından elde edilen lomber vertebra BT medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.12: BT cihazlarından elde edilen lomber vertebra BT medyan CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIvol DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.13: BT cihazlarından elde edilen YRBT medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.14: BT cihazlarından elde edilen YRBT medyan CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIvol DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.15: BT cihazlarından elde edilen koroner BT anjiyografi medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 5.16: BT cihazlarından elde edilen koroner BT anjiyografi medyan CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIvol DRS değerlerinin karşılaştırılması

TABLolar DİZİNİ

- Tablo 2.1 Radyasyon dozu eski ve yeni birimler
- Tablo 2.2: Vücut bölgelerine ve yaşa göre efektif doz dönüşüm katsayıları
- Tablo 2.3: Bilgisayarlı tomografi tetkiklerinin ülkelere göre DRS değerleri
- Tablo 3.1: Çalışmaya dahil edilen BT cihazları
- Tablo 4.1: Tetkiklere göre cinsiyet dağılımı
- Tablo 4.2: Tetkiklere göre olguların yaş özellikleri
- Tablo 4.3: Kontrastsız Beyin BT tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 percentil değerleri
- Tablo 4.4: Servikal tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 percentil değerleri
- Tablo 4.5: Kontrastsız boyun BT tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 percentil değerleri
- Tablo 4.6: Toraks BT tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 percentil değerleri
- Tablo 4.7: Kontrastsız Abdomen-Pelvis tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 percentil değerleri
- Tablo 4.8: Lomber vertebra BT tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 percentil değerleri
- Tablo 4.9: YRBT tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 percentil değerleri
- Tablo 4.10: Koroner BT Anjiyografi tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 percentil değerleri
- Tablo 5.1: Kontrastsız beyin BT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması
- Tablo 5.2: Servikal vertebra BT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması
- Tablo 5.3: Kontrastsız boyun BT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması
- Tablo 5.4: Toraks BT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması
- Tablo 5.5: Abdomen-pelvis BT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması
- Tablo 5.6: Lomber vertebra BT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması
- Tablo 5.7: YRBT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması
- Tablo 5.8: Koroner BT Anjiyografi DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması

1. GİRİŞ ve AMAÇ

İyonizan radyasyonun canlılar üzerindeki zararlı etkilerinin anlaşılmasıyla birlikte radyasyondan korunma önemli bir konu haline gelmiştir. ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*: makul olarak gerçekleştirilebilecek ölçüde düşük) prensibi gereğince radyasyon maruziyeti en aza indirilmelidir. Canlılar hem doğal hem de yapay kaynaklardan radyasyona maruz kalmaktadır. Yapay kaynaklar arasında radyasyon maruziyetinde en büyük paya sahip olan iyonizan radyasyon içeren tıbbi görüntüleme yöntemlerinin kontrollü bir şekilde kullanılması oldukça önem arz etmektedir. Yapılan birçok çalışmada maruz kalınan radyasyon miktarlarında aynı tetkik için büyük farklılıkların olduğunun anlaşılmasıyla iyonizan radyasyon içeren tetkiklerin doz optimizasyonu elzem hale gelmiştir. Bu bağlamda birçok ülkede doz optimizasyon çalışmaları yapılmış ve doz düşürme stratejileri geliştirilmiştir. ICRP (*International Commission on Radiological Protection*: Radyolojik Korunmada Uluslararası Komisyon) iyonizan radyasyon içeren tıbbi görüntüleme yöntemlerinin optimizasyonu için DRS kavramını geliştirmiş ve her tetkik için DRS belirleme kılavuzları yayınlamıştır (1). DRS'lerin kullanımının radyolojik prosedürlerin yol açtığı radyasyon maruziyetini azalttığı birçok çalışmada gösterilmiştir.

DRS değerlerinin belirlenmesi doz optimizasyonunda ilk adımdır. DRS çalışmaları çoğu ülkede belirli aralıklarla gerçekleştirilmektedir. Ülkemizdeki tek DRS çalışması Ataç ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiş olup birçok tetkik çalışmaya dahil edilmemiş sadece birkaç tetkik için DRS değerleri belirlenebilmiştir (2).

Çalışmamızda tıbbi görüntüleme yöntemleri arasında radyasyon maruziyetinde en büyük paya sahip olan BT'de, Başkent Üniversitesi bünyesindeki 8 merkezde en sık çekilen tetkikler için kurumsal DRS değerlerinin bulut tabanlı dijital doz takip yazılımı ile belirlenmesi ve diğer ülkelerdeki DRS değerleriyle karşılaştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Radyasyon

Işının anlamına gelen radyasyon, bir kaynaktan çevreye dalga ya da parçacık olarak yayılan enerji şeklidir. Radyasyon spektrumunun alt ucunda genelde zararsız olarak kabul edilen radyo dalgaları ve mikrodalgalar bulunurken üst ucunda daha çok enerjiye sahip olan X-ışını ve Gama(γ)-ışını gibi iyonizan radyasyonlar bulunur. İyonizan radyasyonlar tıpta oldukça yararlı uygulamalarda kullanıldığı gibi sağlık açısından potansiyel zararları da bulunmaktadır. İyonizan radyasyonların kullanımına kontrollü olarak risk/fayda oranı gözetilerek karar verilmelidir (3).

2.1.1 Radyasyon Birimleri

Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen'in 1895 yılında X-ışını keşfi modern tıpta yeni bir dönem başlatmış, X ışını- birçok alanda sıkça kullanılmaya başlanmıştır. Sonrasında X-ışınının zararlarının keşfedilmesiyle radyasyon ölçümleri oldukça önem kazanmıştır. Geçmişte tanımlanan radyasyon birimleri yenilenmiş ve Uluslararası Birimler Sistemi (SI: *Système international d'unités*) kullanılmaya başlanmıştır. Hem geçmişte kullanılan eski birimler hem de günümüzde geçerli olan yeni birimler Tablo 2.1'de özetlenmiştir.

Tablo 2.1 Radyasyon dozu eski ve yeni birimler

Fiziki Büyüklük	Eski Birimi/Sembolü	Yeni Birimi/Sembolü	Dönüşüm Değerleri
Radyasyon Şiddeti Birimi	Röntgen(R) / Saat(R/s)	Gray / Saniye(Gy/sn)	1 R/s = 2.425 Gy/sn 1 μ Gy/sn=0.4124R/s
Işınlama Birimi	Röntgen (R)	Coloumb/kilogram (C/kg)	1 R = 2.58x10 ⁻⁴ C/kg 1 C/kg = 3876 R
Soğurulan Doz Birimi	Rad (rad)	Gray(Gy)	1 Rad = 0.01 Gy 1 Gy =100 Rad 1 Gy=100 cGy
Biyolojik Doz Birimi	Rem(rem)	Sievert(Sv)	1 Rem = 0.01 Sv 1 Sv = 100 Rem 1 Sv = 1000 mSv

Radyasyon Şiddeti Birimi

X ya da γ -ışınlarının kaynaktan 1 metre uzakta oluşturdukları radyasyon şiddetidir. Birimi 1 metrede Röntgen/saat (R/s), 1 metrede Gray/saniye (Gy/sn)'dir. 1 μ Gy/sn (mikrogray/sn) = 0.4124 R/s ve 1 R/s = 2.425 Gy/sn'dir (4).

Işınlama Birimi

Işınlama birimi X-ışınları ya da γ -ışınlarının havada meydana getirdikleri iyonlaşmanın ölçüsüdür. 0°C, 760 mm Hg basınç altında -normal şartlar altında-, 1 cm³ (0,001293 gr) havada, 1 elektrostatik yük birimi oluşturan X ya da γ -ışını miktarı 1 Röntgen'dir. Röntgen biriminin yerini sonrasında Coulomb/kilogram (C/kg) almıştır. Normal şartlar altında, 1 kg hava içinde, 1 C'lik elektrik yüküne eşdeğer iyon çifti oluşturan X veya γ -ışını miktarıdır. 1 C/kg = 3876 R veya 1 R = 2.58 x 10⁻⁴ C/kg hava'dır (4).

Absorbe Edilen (Soğurulan) Doz Birimi

Sadece ışınlama birimi ile radyasyon dozu ile ilgili bilgiler eksik olacağından soğurulan radyasyonun da belirlenmesi oldukça önemlidir. Rad, absorbe edilen enerjinin bir ölçüsüdür. Rad, ışınlanan maddenin gram başına 100 erg'lik bir enerji absorpsiyonuna neden olan radyasyon miktarıdır. Rad yerine günümüzde Gray (Gy) kullanılmaktadır. Gy ortama 1 Joule /kilogram (J/kg) enerji aktaran radyasyon dozuna verilen isimdir. $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 107 \text{ erg} = 100 \text{ rad}$ 'dır (4).

Hava içerisinde 1 R'lik ışın dozu gram başına 0.88 rad'lık absorpsiyon dozu meydana getirirken, canlı dokuda bu değer 0.98 rad'dır.

Biyolojik Doz Birimi

Canlı dokularda absorbe edilen radyasyon miktarını ifade etmek için biyolojik doz birimi kullanılmaktadır.

Radyasyonun biyolojik etkisi sadece radyasyonun canlı dokulara aktardığı enerji miktarına bağlı değildir. Radyasyonun canlı dokular üzerindeki etkileri belirlenirken doz biriminde kullanılacak olan faktörler, kalite faktörü (KF) veya rölatif biyolojik etkinlik (RBE) olarak tanımlanmıştır.

Biyolojik dozun eski birimi “*Roentgen equivalent of man*” kelimelerinin baş harflerinden oluşturulmuş rem'dir. Rem, rad ile KF'nin çarpımı ile elde edilmektedir. Rem'in yerine günümüzde sievert (Sv) kullanılmaktadır. Sv, Gy'in KF veya RBE ile çarpımı ile oluşmaktadır.

X-ışınının KF faktörü 1 olarak belirlenmiş ve diğer radyasyonların değerleri ise X-ışınına göre tayin edilmiştir. γ ve β -ışınlarının KF'si, biyolojik etkileri X-ışını ile aynı kabul edilerek 1 iken nötron, proton ve α -ışınlarının katsayısı daha yüksektir.

X-ışınları için biyolojik doz birimi, KF değeri 1 olduğundan $\text{Sv} = 1 \times \text{Gy}$ ($\text{Sv} = \text{Gy}$); $\text{rem} = 1 \times \text{rad}$ ($\text{rem} = \text{rad}$)'tır. $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$ veya $10 \mu\text{Sv} = 1 \text{ mrem}$ 'dir (4).

2.1.2 Radyasyon Kaynakları

Radyasyon kaynakları, doğal ve yapay olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Doğal radyasyon kaynakları insanın oluşumunda katkısının olmadığı kaynaklardır. Doğal kaynaklar kozmik radyasyonlar gibi dış kaynaklı ve canlılarda bulunan Karbon-14 gibi iç kaynaklı olabilirler.

Yapay radyasyon kaynakları insan etkisiyle oluşan tıp ve endüstri gibi birçok alanda kullanılan kaynaklardır.

Doğal Radyasyon Kaynakları

Doğal radyasyon kaynakları canlıların maruz kaldığı en önemli kaynaklardır ve insanların maruz kaldığı radyasyonun yaklaşık %82'sini oluşturur (5).

Doğal ve yapay radyasyon kaynaklarından maruz kalınan radyasyon dozu ortalama 2.8 mSv/yıl'dır. Doğal radyasyon kaynakları yıllık ortalama 2.4 mSv radyasyon doz maruziyetinden sorumlu iken yapay radyasyon kaynakları maruz kalınan 0.4 mSv radyasyon dozundan sorumludur (6).

Doğal radyasyonun bir kısmından kozmik ışınlar sorumludur. Büyük oranda atmosferde tutulan kozmik ışınların oldukça küçük bir miktarı yerküreye ulaşır ve sorumlu olduğu radyasyon miktarı ortalama 0.39 mSv/yıl'dır. Toprakta bulunan radyoaktif elementlerin sorumlu olduğu radyasyon miktarı ortalama 0.46 mSv/yıl'dır. Doğal radyasyon kaynaklarında bir diğeri de radyoaktif Radium elementinin (Ra226) bozunması ile oluşan Radon gazıdır. Radon gazının sorumlu olduğu ortalama radyasyon dozu 1.3 mSv/yıl'dır.

Maruz kalınan radyasyon dozlarının küçük bir kısmından iç radyasyon kaynakları sorumludur. Karbon-14, Potasyum-40 gibi insan vücudunda bulunan radyoaktif kaynaklardan maruz kalınan doz ortalama yıllık 0.23 mSv kadardır (7).

Yapay Radyasyon Kaynakları

Doğal radyasyon kaynaklarının aksine kontrol edilebilen yapay radyasyon kaynakları arasında tıp, sanayi ve ziraat gibi alanlarda kullanılan X-ışınları ve yapay radyoaktif maddeler bulunmaktadır. Yapay doz kaynaklarının sorumlu oldukları doz miktarı doğal kaynaklara nazaran daha düşük olsa da bilinçsizce kullanıldıklarında oldukça artabilmektedir. Tıbbi radyasyon kaynaklarında ise en büyük pay BT'ye aittir (8).

2.1.3 Radyasyon Türleri

Partiküler ve elektromanyetik radyasyon iki ana radyasyon türüdür. Alfa (α), Beta (β) ışınları, elektron (e^-), pozitron (e^+) ve nötron (η) partiküler radyasyon türleridir. Radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızıl ötesi, görülebilir ışık, morötesi (UV: ultraviyole), X-ışınları ve γ -ışınları elektromanyetik radyasyon örneklerindedir.

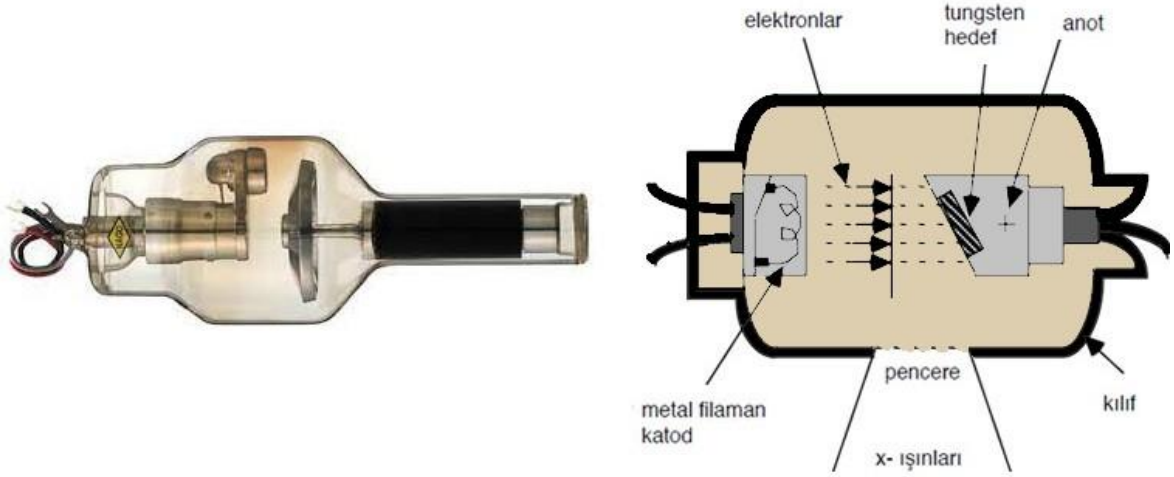
Radyasyon yayılırken atom ve moleküllerle etkileşir. Yeterli enerjiye sahip radyasyonlar atomdan elektron kopararak etkileştiği atomu iyonlaştırır. Bu radyasyonlar iyonizan radyasyon olarak adlandırılırlar. Daha düşük enerjili radyasyonlar zayıf enerjili radyasyonlardır. Elektromanyetik radyasyon türlerinden X ve γ -ışınları iyonizan radyasyon örnekleridir. İyonizan radyasyon içeren radyolojik tetkiklerin temelini X-ışınları oluşturmaktadır (9).

X-ışını

Keşfiyle modern tıp biliminde yeni bir çığır açan X-ışını görüntüleme yöntemlerinin temelini oluşturmaktadır. X-ışını 1895 yılında Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiştir (10). Yüksek gerilimli elektrik akımını indüksiyon bobinine bağlanmış bir Crookes tüpünden geçirdiğinde, tüpten uzak bir cam kavanoz içerisindeki baryumlu platin siyanür kristallerinde parıldamalara sebep olduğunu gözlemleyen Röntgen, bu parıldamalara sebep olan ışınlara, o ana kadar bilinmemesinden dolayı X-ışını adını vermiştir. W. C. Röntgen bu keşfiyle 1923 yılında Nobel Fizik Ödülüne layık görülmüştür (11).

X-ışını Tüpü ve Çalışma Prensipleri

Günümüzde kullanılan X-ışını tüpü, havası tamamen boşaltılmış yüksek ısıya dayanıklı cam bir kap içerisinde bir katot, yüksek voltajlı devre ve hedef anottan oluşmaktadır (12, 13). Standart bir X-ışını tüpü 23-30 cm uzunluğunda ve 15 cm genişliğindedir. Günümüzde kullanılan tüplerde birçok soğutma sistemleri sayesinde çok daha yüksek verimle kullanılmaktadır. Üretilen X-ışınları pencere adı verilen bölgeden çıkmaktadır. Diğer kısımlar X-ışını geçirmeyen kurşun ile izole edilmiştir. Modern röntgen tüpü ve şematik gösterimi Şekil 2.1'de sunulmuştur.



Şekil 2.1: Röntgen tüpü ve şematik gösterimi

X-ışınlarının Elde Edilişi

X-ışınları temel olarak X-ışını tüpünde yüksek gerilim ile ısınan katottan çıkan elektronların hızlandırılarak anot hedefe çarpması sonucu oluşur. Anota çarpan elektronlar var olan kinetik enerjilerinin büyük bir kısmını (%99,8) ısıya dönüştürürken, oldukça küçük bir kısmı (%0,2) X-ışını oluşturur.

X-ışının özellikleri

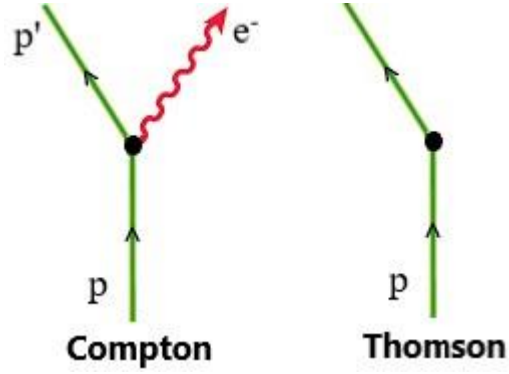
Görüntüleme yöntemlerinin temelini oluşturan X-ışınının canlılar üzerinde olumsuz etkileri bulunmaktadır. DNA molekülünü hasarlayarak genetik mutasyon veya ölüme sebep olabilirler. X-ışınlarının hücre yapısında oldukça zararlı etkiler ile sonuçlanan serbest radikallerin oluşumundan da sorumludur. Hematopoietik sistem gibi hızlı hücre bölünmesi görülen sistemler radyasyona oldukça duyarlıdır (9, 14).

2.1.4 Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

X-ışınının madde ile etkileşimi sonucu foton saçılması ve foton kaybolması olarak isimlendirilen temel iki olay gerçekleşir.

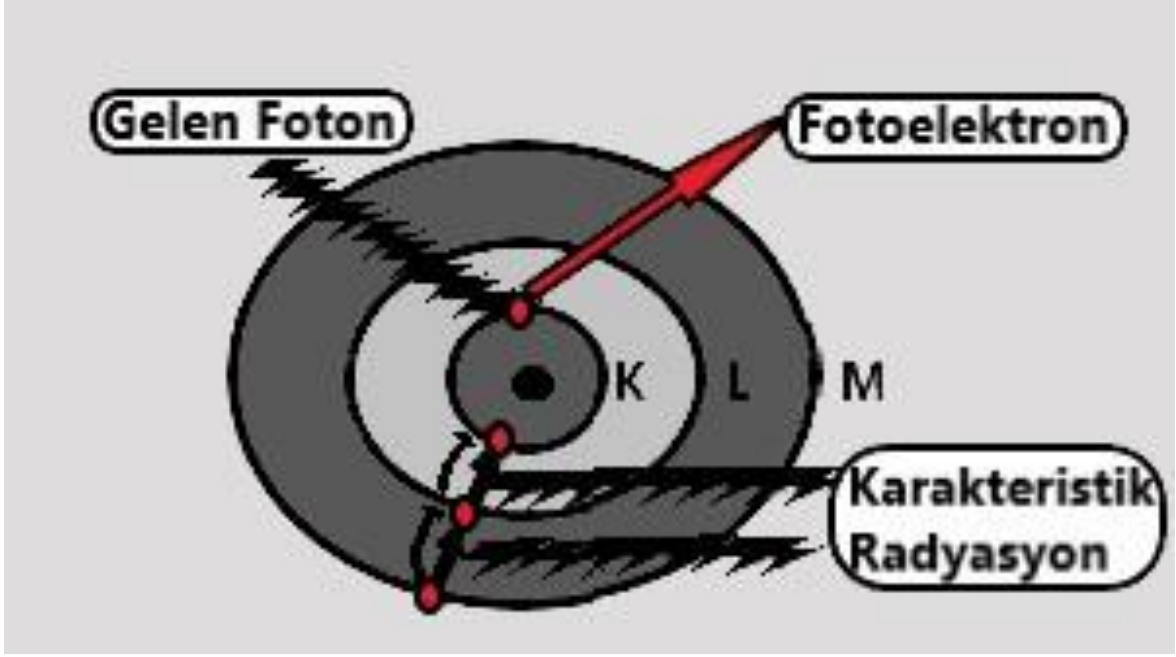
Foton saçılması, Thomson saçılması ve Compton olayı olarak iki şekilde gerçekleşir. Işının madde ile etkileşiminde enerji kaybı göstermeksizin yön değişmesine Thomson saçılması denir. Enerji transferi, iyonizasyon gerçekleşmez. Sadece ışının yönü değişir. Bu nedenle pratikte bu ışınların bir önemi yoktur. Işın eğer enerjisini kaybederek etkileştiği

atomdan bir elektron koparırsa sonuç olarak enerjisini kaybederek saçılan ışın ve bir elektron -Compton elektronu- ile Compton olayı gerçekleşir (15). Thomson saçılması ve Compton olayı şematik gösterimi Şekil 2.2’de sunulmuştur.



Şekil 2.2: Compton olayı ve Thomson saçılması şematik gösterimi

Foton kaybolması, foto-elektrik olay, çift oluşumu ve fotobozunma olarak üç şekilde gerçekleşir. Eğer foton enerjisinin tamamını kaybederek atomun iç yörüngelerinden bir elektronu koparırsa foto-elektrik olay gerçekleşir. Koparılan elektronun yerine dış yörüngeden bir elektron enerjisini kaybederek geçer ve bu enerji kaybı karakteristik radyasyon olarak ortama salınır. Fotoelektrik olay şematik gösterimi Şekil 2.3’te sunulmuştur.



Şekil 2.3: Fotoelektrik olay şematik gösterimi

Çift oluşumu ve fotobozunma yüksek enerjili fotonların madde ile etkileşimi sonucu gerçekleşen olaylardır. Çift oluşumu ile γ -ışınları nükleer tıpta kullanılan pozitron emisyon tomografi (PET)'de temel radyasyon kaynağı iken fotobozunma olayı tanısal radyoloji pratiğinde yeri olmayan bir etkileşimdir.

2.1.5 İyonizan Radyasyonun Canlılar Üzerinde Etkileri

Canlıların maruz kaldığı radyasyonun büyük bir kısmı doğal radyasyondur. Doğal radyasyon maruz kalınan radyasyonun yaklaşık %82'sinden sorumludur (5).

Yapay radyasyonlardan tanısal amaçlı X-ışınları maruz kalınan radyasyonun %11'inden sorumlu ile nükleer tıp uygulamaları %4'den sorumludur (16).

X-ışının keşfi sonrası, tıp dünyasında hızla yerini almış ve kullanımını hızla artmıştır. X-ışınının kullanılmaya başlamasından kısa bir süre sonra radyasyonun zararlı etkileri keşfedilmeye başlanmış, X-ışınının sebep olduğu kanserler 1900'lü yılların başlarında rapor edilmiştir (17).

X-ışınlarının keşfiyle birlikte radyoaktif maddelerin de özellikle sanayi alanında yaygın bir şekilde kullanılmasıyla radyasyonun zararlı etkileri daha net bir şekilde anlaşılmaya başlanmıştır. Radyoaktif madde kullanılan sanayi alanlarında çalışan işçilerde tespit edilebilen kanser vaka sayısında artış ve nedeni o dönemde anlaşılamayan ölümler gözlemlenmiştir (18-20).

Lenfoma tedavisinde ve spondilit tedavisinde kullanılan radyoterapi sonrasında artış gösteren lösemi vaka sayıları, postpartum mastit nedeniyle ışınlanan hastalarda artan meme kanser vaka sayısı, aberran timus nedeniyle ışınlanan çocuklarda sonradan artış gösteren tiroit kanser vaka sayıları, atom bombası sonrasında solid kanser ve lösemi vaka sayılarında artış, anjiyografik kontrast madde olarak torotrastın kullanılmasıyla artan karaciğer ve dalak kanser vaka sayıları, serviks kanseri tedavisinde kullanılan radyoterapiden sonra artış gösteren rektum ve mesane kanserleri vaka sayısı gibi daha bir çok örnek radyasyonun kansere neden olabileceğini göstermiştir (21).

Radyasyonun insan sağlığında oluşturduğu oldukça zararlı etkilerin keşfedilmeleri sonucunda radyasyonun yarattığı zararların araştırılması ve radyasyondan korunma amacıyla 1928 yılında Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi kurulmuş ve 1950 yılında yeniden şekillenerek günümüzde faaliyetlerine devam eden Radyolojik Korunmada Uluslararası Komisyon (ICRP) ismini almıştır. Bu komisyonun çalışmaları sonrasında radyasyonun hem doza bağlı etkileri ifade eden deterministik hem de dozdan bağımsız etkileri ifade eden stokastik etkilerinin olduğu belirlenmiştir (22).

İyonizan Işınlardan Dokulara Enerji Aktarımı

İyonizan ışınlar dokulardan geçtiklerinde dokulara enerji aktarırlar. Bu enerji aktarımına lineer enerji transferi (LET) denir. Işınlardan aktardıkları enerji ile ışınların biyolojik etkileri doğru orantılıdır (23). LET fotonların etkileştikleri maddenin birim mesafesinde kazandığı enerji miktarını ifade eder ve birimi keV/ μm 'dir. Yüksek LET radyasyonları (nötron, proton gibi) düşük olanlardan (fotonlar, elektronlar, pozitronlar gibi) daha fazla biyolojik hasar meydana getirir. Fotonların dokulara enerji transferi temel olarak açığa çıkardıkları fotoelektronlar ile gerçekleşir.

Biyolojik hasardan radyasyonun hem dozu (aktardıkları total enerji miktarı) hem de biyolojik hasar oluşturma etkinliği (LET) sorumludur. Aynı dozda farklı radyasyon türleri farklı biyolojik hasara sebep olurlar (24).

Radyasyonun Hücre Üzerine Etkileri

Radyasyon, enerjisini etkileştiği biyolojik moleküle aktararak zarar verebildiği gibi (direkt etki) bir dizi reaksiyonlar sonucu gelişen radikallerle de hücrelere zarar verebilir (indirekt etki) (25, 26).

İyonizan radyasyonun hücreler ile etkileşimi sonucunda bir dizi olaylar gerçekleşir. Fiziksel olarak enerjinin aktarılmasıyla birlikte etkileştiği atomlarda iyonlaşma meydana gelir. Oluşan iyonlar ise sonrasında radikallerin oluşumuna neden olurlar. Oluşan radikaller ise hücre içerisinde bulunan moleküllerle etkileşerek zarar verirler (26).

Dokuların radyasyona karşı duyarlılıkları farklıdır. Radyasyona duyarlı dokular radyosensitif, radyasyona cevap verebilen dokulara radyoresponsif ve radyasyona dirençli olan dokular radyorezistif olarak sınıflandırılırlar.

Genel olarak bölünme potansiyeli yüksek dokular radyasyona duyarlıdır. Örnek olarak hematopoietik sistem, lenfatik sistem, genital sistem gibi sistemler radyasyona oldukça duyarlıdır. Gastrointestinal sistem epiteli radyoresponsif dokulara örnek teşkil ederken kas-iskelet ve sinir sistemi ise radyasyona dirençli sisteme örnek olarak verilebilir (27-29).

Radyasyonun insan vücudunda başlıca somatik ve genetik etkileri vardır. Radyasyon, kişinin hayatı boyunca meydana getirdiği gözlemlenebilir etkileri somatik etki olarak isimlendirilir. Geç dönemde gözlemlenen somatik ile genetik etkiler birlikte stokastik etkiler olarak adlandırılır (22, 30).

Radyasyonun Erken Dönem Etkileri

Radyasyonun erken etkileri aynı zamanda akut dönem etkileri olarak da adlandırılırlar. Bu etkiler radyasyona maruziyet sonrasında saatler içerisinde ortaya çıkabildiği gibi genellikle günler içerisinde ortaya çıkarlar. Erken dönem etkileri arasında kan elemanlarında ve genital sistem hücrelerinde görülen değişiklikler sayılabilir. Lökositlerde ve granüositlerde azalma ve lenfosit oranında artış izlenir. Eritrositlerde azalma ise bu değişikliklerden sonra görülür ve radyasyon hasarının daha ağır olduğunu gösterir.

Toplam radyasyon dozunu aralıklı olarak küçük dozlarla almak belirgin bir yan etki yaratmayabilir ancak tüm dozu kısa sürede ani bir şekilde almak ciddi yan etkilere hatta ölüme neden olabilir (31).

Radyasyonun Geç Dönem Etkileri

Radyasyonun geç dönem etkileri, radyasyon maruziyetinden aylar hatta yıllar sonra ortaya çıkabilen kronik dönem etkileridir. Radyasyonun geç etkilerinin başında infertilite ve katarakt gelmektedir. Bu etkiler radyasyonun deterministik etkileri arasındadır ve doza bağlı olarak hücre ölümü sonucu gelişirler.

Radyasyonun stokastik etkilerinin görülme ihtimali maruz kalınan radyasyon ile doğru orantılı olsa da şiddeti dozdan bağımsızdır. Düşük radyasyon maruziyetinde bile radyasyonun stokastik etkileri görülebilir. Bu nedenle stokastik etkiler açısından güvenli olarak kabul edilebilecek bir doz eşiği bulunmamaktadır. Bu etkilerden başlıcaları kromozomal anomaliler, gen mutasyonları, kanser gelişimi ve yaşam süresinde kısalmadır (31).

İyonizan Radyasyonun In-utero Etkileri

İyonizan radyasyonlara döllenmeden sonraki ilk dokuz gün içinde maruziyette ya hep ya hiç kuralı geçerlidir. Bu kurala göre düşük gerçekleşir ya da normal gelişim görülür. Organogenezin gerçekleştiği dokuzuncu gün ile altıncı hafta arasında maruz kalınan iyonizan radyasyon mikrosefali gibi ciddi malformasyonlara neden olabilir. Radyasyonun, altıncı haftadan sonraki etkileri daha çok gelişme geriliğidir (32, 33).

2.1.6 İyonizan Radyasyon ve Kanser İlişkisi

İyonizan radyasyon hücre içinde birtakım değişikliklere neden olur. Bunlardan biri de hücre içi moleküllerdeki kimyasal bağların kopmasıdır. DNA moleküllerindeki kimyasal bağların kopması mutasyonlara neden olur. Radyasyonun sebep olduğu hasarlar tamir edilemezse, hücre ölümü gerçekleşir. Fakat genetik hasar hücrenin ölümüyle sonuçlanmazsa kanser gelişimine sebep olan birtakım değişiklikler görülebilir.

Radyasyon, neden olduğu birtakım gen bölgelerinde gerçekleşen mutasyonlar ile kansere sebep olmaktadır. Bu genlerden en önemlileri onkogen, tümör baskılayıcı genler ve hücre tamir genleridir. Kanser gelişiminin ilk basamağı olan bu aşamaya başlangıç (inisiyasyon) denir. Sonrasında diğer büyüme faktörleri, immunsupresyon gibi faktörlerin

rol oynadığı hızlanma (promosyon) adı verilen aşama ile hücreler hızla çoğalarak kanser oluşumu gerçekleştirir (14, 25, 26).

Kanser oluşumunda absorbe edilen toplam eşdeğer doz, radyasyona maruz kalınan yaş, maruz kaldıktan sonra geçen süre (latent süre) ve cinsiyet gibi birçok faktör etki etmektedir. Aynı zamanda tiroit ve meme gibi bazı organlarda radyasyona bağlı kanser gelişme riski diğer organlara göre yüksektir. Daha önce de belirtildiği gibi kanser oluşma olasılığı doz ile artsa da kanser oluşumu için eşik bir doz değeri yoktur. Bu radyasyonun stokastik özelliklerinden biridir. Radyasyonun sebep olduğu kanserlerin latent süreleri de birbirinde farklılık göstermektedir. Bu süre akut lösemilerde 2 yıl kadar kısa olabilirken solid tümörlerde 45 yıldan uzun olabilmektedir (28).

Japonya'da Hiroşima ve Nagazaki'de yaşanan atom bombası sonucunda radyasyon ve kanser ilişkisinin araştırıldığı bir çalışmada lösemi vakalarının iki kat arttığı belirlenmiştir (30, 34).

Tiroit kanserinin gelişiminde radyasyona maruz kalınan yaş önemlidir (35). Daha küçük yaşlarda maruz kalınan radyasyonun tiroit kanserine neden olma ihtimali daha yüksektir. Çernobil kazası sonrasında yapılan incelemelerde birçok kanser insidansının arttığı saptanmıştır (36).

2.1.7 Tıp Uygulamalarında İyonizan Radyasyon

Günümüzde tıp alanında iyonizan radyasyon başlıca Radyoloji, Nükleer Tıp ve radyoterapide kullanılmaktadır.

Radyoterapiye sekonder %2-5 oranında kanser geliştiği bildirilmektedir. Tüm vücut ışınlamalarında kanser gelişim riski, günümüzde daha sık uygulanmakta olan lokalize radyoterapiye göre kanser gelişim riskini 8 kata kadar artırdığı gözlemlenmiştir (37). Radyoterapi sonrasında görülebilen tümörler arasında tiroit, meme, akciğer, deri, santral sinir sistemi, mide, yumuşak doku ve kemik, az oranda da olsa lösemiler sayılabilir. Lokalize radyoterapilerde ise radyoterapi bölgesinde hedef organ komşuluklarında kanser gelişim risklerinin arttığı belirlenmiştir. Serviks kanseri nedeniyle radyoterapi alan hastalarda uterus, over ve kolon gibi komşu organlarda kanser geliştiği görülmüştür. Lenfoma nedeniyle toraks bölgesine radyoterapi alan hastalarda akciğer ve meme kanseri geliştiği, yine meme kanseri nedeniyle radyoterapi alan hastalarda ise diğer memede kanser geliştiği görülmüştür (38).

Radyolojik tetkiklerde radyoterapiden daha düşük dozlarda iyonizan radyasyon kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda radyolojik tetkikler sonucunda maruz kalınan iyonizan radyasyonun lösemi sıklığında artışa sebep olabileceği gösterilmiştir (39).

İyonizan radyasyon içeren radyolojik tetkiklere erken yaşlarda, çocukluk ve adölesan çağlarında maruz kalan hastalarda farklı türlerde kanser gelişim risklerinde artışlar gösterilmiştir (6). Doody ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada erken yaşlarda skolyoz sebebiyle radyolojik takipler sonucu sıkça maruz kalınan iyonizan radyasyonun meme kanserine bağlı mortalite riskinde anlamlı artışlara sebep olduğu gösterilmiştir (40). Tüberküloz nedeniyle daha önceleri sık uygulanan floroskopik tetkiklerin çocuklarda meme kanseri gelişim riskinde artışa neden olduğu gözlenmiştir (41).

2.1.8 Radyolojik Görüntüleme Yöntemleri ve Doz Maruziyeti

UNSCEAR (Birleşmiş Milletler Atomik Radyasyonun Etkileri Bilimsel Komitesi) 2000 raporunda ülkelerin sağlık durumlarına göre yapılan sınıflamada seviyeler arasında toplumun tıbbi incelemelerden her yıl aldığı kişi başı ortalama efektif doz değerleri seviye 1 ülkelerde 1.3 mSv iken, seviye 4 ülkelerde bu değer 0.02 mSv'dir. Dünya genelinde ise ortalama tıbbi incelemelerden alınan doz 0.4 mSv'dir (42).

İyonizan ışın kullanan tanısal işlemler tıbbi radyasyonun en önemli kaynağıdır. Amerika Birleşik Devletleri(ABD)'nde yılda yaklaşık 250 milyon X-ışını içeren tanısal radyolojik tetkik ve 8 milyon nükleer tıp incelemesi yapılmaktadır (6).

Dünyada en yaygın uygulanan radyolojik tetkik akciğer grafisidir. Akciğer grafileri tüm radyolojik uygulamaların %41'ini oluşturmaktadır. İki yönlü akciğer grafisinde maruz kalınan efektif doz değerleri 0.06-0.25 mSv arasında değişim göstermektedir (43).

BT tüm radyolojik tetkik sayılarının %5'ini oluştururken radyolojik tetkikler sonucu maruz kalınan radyasyonun yaklaşık %34'ünden sorumludur (42). BT medikal iyonizan radyasyon maruziyetinde en büyük paya sahiptir. BT radyasyon dozu diğer radyolojik tetkiklere göre daha yüksektir ve kullanımını her geçen gün artmaktadır (44, 45). 1980'den bu yana pediatrik BT incelemelerinde tahminen %800'lük bir artış olmuştur (46, 47). İngiltere'de 1990 yılında radyolojik işlemlerin sadece %4'ü BT olduğu halde alınan dozun

%40'ı BT kaynaklıdır. ABD hastanelerinde 2000 yılında bu oran %10 olduğu halde alınan ışın dozunun yaklaşık %65'i BT'den kaynaklanmaktadır (42, 45).

İyonizan radyasyonun kanser gelişiminde oynadığı temel rol indüksiyondur. Radyasyonun sebep olduğu risk artışı doza ve ışınlanan organların duyarlılıklarına bağlıdır ve etkin doz ile belirlenir. Tüp akımı, tarama zamanı, kesit sayısı arttıkça etkin doz artar. Dinamik çalışmalar, kontrastlı ve kontrastsız tetkiklerin birlikte yapıldığı çalışmalar gibi birden fazla yapılan çekimlerde de etkin doz çekim sayısı kadar artar (48).

Birim kütleye yüklenen enerji miktarının çocuklarda erişkinlere göre çok olmasından dolayı aynı parametrelerle çekilen BT tetkiklerinde çocukların aldığı radyasyon daha fazla olmaktadır. Bu oran beyin BT'de dört kat iken abdomen BT'de iki kattır. Bu nedenle çocuklarda ayrı çekim protokolleri uygulanarak doz azaltılmalıdır (49).

2.1.9 Radyasyondan Korunma

Radyasyon insanlık tarihinin tüm aşamalarında var olmuş, maruz kalınan doğal radyasyona rağmen sağlıklı yaşam sürdürülebilmiştir. Radyasyonun sebep olduğu hasarlar tamir edilebilmiştir. Radyasyonun olmadığı bir yaşamın mümkün olmaması nedeniyle radyasyon maruziyetinin belirlenmiş bir güvenli sınırdan olması gerekmektedir. Bu sınır radyasyon çalışanları için yılda 50 mSv (5 rem) iken toplum üyesi kişiler için 5 mSv (0,5 rem) olarak kabul edilmiştir. Ardışık 5 yılın ortalaması radyoloji çalışanlarında 20 mSv, toplum üyesi kişiler için 1 mSv olarak kabul edilmiştir (50). ICRP radyoloji çalışanları için yıllık 50 mSv olan tüm vücut doz değerinin gelecek yıllarda 20 mSv'ye çekilmesini önermektedir (51). Tanımlanan bu doz sınırları tüm vücuda yönelik radyasyon dozunu ifade etmektedir, organlara göre değişiklik gösterebilir.

Radyasyonun zararlı etkilerinin keşfiyle birlikte radyasyondan korunma önemli bir konu haline gelmiştir. Gerçekleştirilen her tetkikte hem radyasyon çalışanı hem de hasta için en az radyasyon maruziyeti mümkün olan en az doza indirilmelidir.

Radyasyon kaynağından mümkün olduğunca uzak durmak radyasyon etkilerini azaltmada oldukça etkilidir. Radyasyon kaynağına olan mesafenin karesi ile ters orantılı olarak maruz kalınan radyasyon dozu düşmektedir.

Radyasyondan korunmada önemli kurallardan biri ise zırh kullanmaktır. Zırhlar radyasyonu zayıflatma amacıyla kaynak ile radyasyona maruz kalmamasını istediğimiz

bölge arasına konan ya da bu bölgeyi saran engellerdir. Bu amaçla radyasyon çalışanı ile kaynak arasındaki bölmeler zırhlanmalıdır. Ayrıca çekim alanı dışında kalan organlar kurşun önlük gibi zırhlar kullanılarak radyasyon doz maruziyeti düşürülebilir.

Total radyasyon dozunu azaltmada dikkat edilmesi gereken diğer bir faktör ise radyasyona maruziyet süresidir. Tetkik süreleri kısaltılmalı, radyasyon kullanılarak yapılacak işlemlerin en kısa sürede bitirilmesine özen gösterilmelidir.

Radyasyondan korunmada diğer bir kural kolimasyon adı verilen görüntülenecek alanda ışın demeti genişliğini olabildiğince daraltmaktır. Geniş ışınlama alanı hem daha çok radyasyon maruziyetine sebep olur hem de görüntü kalitesini düşürür (52).

Mümkün olan en az dozu hedefleyen ALARA prensibi gereğince hastaların maruz kaldığı radyasyon dozu en düşük seviyede olmalıdır (53). Bu nedenle radyasyona maruziyeti ile hastanın göreceği tıbbi yarar arasında denge sağlanmalıdır (54). Görüntüleme endikasyonlarına göre tetkik çekimleri yapılmalı ve radyasyon içermeyen diğer görüntüleme yöntemleri de her hasta için alternatif olarak akılda bulunmalıdır.

İyonizan radyasyon içeren radyolojik tetkiklerde görüntü kalitesi ile doz arasında denge korunmalıdır (1). Tanısal görüntü kalitesinde olabilecek en düşük doz hedeflenmelidir. Bu amaçla görüntüleme cihazlarının radyasyon dozu açısından dikkate alınarak seçilmesi, teknik parametrelerin doğru şekilde ayarlanması gerekmektedir. Kilovolt pik (kVp) ve miliamper saniye (mAs) değerleri her tetkik için optimal hale getirilmeli, ekspozür süresi kısa tutulmalıdır. Uygun filtrasyon hastanın alacağı düşürecektir. Çekim esnasında kolimasyon kullanılmalı, ışınlanan alan sadece değerlendirilmek istenen alan ile sınırlı kalmalıdır. Doğru kolimasyon radyasyon dozunu düşürürken görüntü kalitesini artırır (48). BT’de X-ışını tüp akım modülasyonu, hastanın fiziksel özelliklerine göre doğru doz verilmesini sağlayan otomatik ekspozür kontrol programları ve doz azaltıcı algoritmalar kullanılmalıdır (55).

2.2 Bilgisayarlı Tomografi

2.2.1 Bilgisayarlı Tomografi'nin Keşfi ve Evrimi

Konvansiyonel radyografide izlenen saçılmalara bağlı düşük kontrast, süperpozisyon gibi nedenlerden dolayı değerlendirmede güçlükler tetkikin dezavantajları arasındadır. BT'nin keşfiyle süperpozisyonların yarattığı değerlenmede güçlükler aşılmış, saçılmaların azalmasına bağlı kontrast artmış, görüntü kalitesi iyileştirilmiştir (56).

İlk olarak 1826 yılında Norveçli bilim insanı Abel tarafından düşünülen tomografi fikrini 1917'de Avusturyalı bilim insanı Johann Radon geliştirmiş ve BT'nin matematiksel temelleri atılmıştır. İngiliz elektrik mühendisi Godfrey N. Hounsfield 1971 yılında ilk kez EMI Mark 1 adını verdiği prototip ile bir hastaya görüntüleme yapmış ve BT'yi tanı alanına sokmuştur. Ülkemizde ise BT ilk defa 1975 yılında Hacettepe Üniversitesi'nde uygulanmıştır (57).

BT temel olarak her biri ayrı odalarda bulunan görüntüleme sistemi, bilgisayar sistemi ve görüntü gösterimi, kayıt ve depolama sisteminden oluşur. Görüntüleme sisteminin ana parçası gantridir. Gantride temel olarak x-ışını tüpü, jeneratör, kolimatör, filtre, dedektörler bulunmaktadır. Gantri içerisindeki boşlukta masa hareket ederek girip çıkabilir. Her kesit alma işlemiyle birlikte masa hareket eder ve böylece ardışık kesitler alınır (56-58).

İncelenen bölgeden geçen X-ışınları değişik dokularda değişik oranlarda zayıflayarak (atenüasyon) diğer tarafta dedektörlere ulaşır. Zayıflama miktarına göre bilgisayarlar birtakım işlemler sonucunda görüntüleri oluşturur (59).

BT cihazları keşfinden bu yana büyük evrim geçirmiştir. BT tarayıcı tasarımlarına jenerasyon ismi verilir. Görüntüleme zamanını azaltmak ve görüntü kalitesini artırmak için farklı BT jenerasyonları geliştirilmiştir. Jenerasyonlar arasındaki temel farklılıklar dedektör sayısı ve dizilişi, ışın demet şekli, tüp ve dedektörlerinin dönüşü ve kayma halkası (slip-ring) teknolojisi ile ilişkilidir (56, 59).

Hounsfield'in geliştirdiği birinci jenerasyon BT cihazı ile sadece beyin görüntülemesi yapılabiliştir. Oldukça uzun tarama zamanına sahip olması ve çok fazla ısı üretmesi dezavantajları arasındadır. Birinci jenerasyonda ince radyasyon ışını kullanılmıştır. Tüp ve dedektör yer değiştirerek (*translate*) tarama yaparken her projeksiyon için birer

derece hasta etrafında dönmektedir (*rotate*). Bu prensibe *translate-rotate* prensibi denir (56, 60).

1974 yılında geliştirilen ikinci jenerasyon BT cihazları da *translate-rotate* prensibiyle çalışır. Farklı olarak birden fazla dedektör ve yaklaşık 10 derecelik dar yelpaze şeklinde X-ışını demeti kullanılır. Böylece tetkik süresi dedektör sayısı oranında azaltılarak tüm vücut taraması yapılabilmektedir (56, 61).

1983 yılında geliştirilen üçüncü jenerasyon BT cihazlarında yelpaze şeklinde daha geniş açılı hasta kesitinin tamamını kapsayacak genişlikte X-ışını gönderen tüp kullanılmış, ışın demetine karşılık gelecek genişlikte dedektörler kullanılmıştır. Birbirine bağlı olan tüpün ve dedektörün hasta etrafında 360 derece dönüşü ile bir kesit elde edilir. Bu çalışma prensibine *rotate-rotate* prensibi denir. Sonraki kesit için hasta masası yer değiştirir. Bu teknoloji ile tarama süresi ortalama 5 dakikadan 5 saniyenin altına inmiştir. *Rotate-rotate* prensibiyle çalışan cihazlara özgü, dedektör arızası sonucu gelişen "ring" artefaktları dezavantajları arasındadır (56, 61).

1989 yılında geliştirilen dördüncü jenerasyon BT cihazlarında gantri içerisinde 360 derece halkasal dizili hareketsiz dedektör bulunmaktadır. İçerisinde yelpaze şeklinde X-ışını üreten X-ışını tüpü hareket ederek objeyi 360 derece tarar. Bu prensibe *rotate-stationary* prensibi denir. Geniş dedektör halkası ve elektronik kanal maliyetinin artması, düşük uzaysal çözünürlük, saçılma gibi problemler nedeniyle kısa sürede dördüncü jenerasyon cihazlarının piyasadan çekilmiştir. Günümüzde satışı yoktur (56, 61).

1985 yılında geliştirilen beşinci jenerasyon BT cihazları son derece hızlı olup hastayı çevreleyen gantri halkasının alt yarısı hareketsiz anot dizisi üst yarısı ise hareketsiz dedektör dizisinde oluşur. Bu prensibe *stationary-stationary* prensibi denir. Elektron tabancasından çıkan elektronlar manyetik alan ile anot üzerine yönlendirilerek X-ışını oluşturur. Çok hızlı olmaları nedeniyle daha çok kardiyak görüntülemeler için geliştirilmiş olsalar da dördüncü jenerasyon gibi yaygınlaşmamıştır (56, 61).

BT cihazlarında gantrinin 360 derecelik dönüşü ile dönen elemanlara bağlı kablolar dönüşü engellemiş, her taramada tüpü tersine dönüş yapmak zorunda bırakmıştır. Sonuç olarak taramalar arasında süreler uzamış, temporal çözünürlük düşmüştür. Bu sorun *slip ring* adı verilen kablosuz teknoloji ile çözülmüştür (56, 61).

1990 yılında geliştirilen altıncı jenerasyon BT cihazları (helikal-spiral BT) slip ring teknolojisini kullanarak, tüp ve dedektörün hasta etrafında sürekli dönmesine olanak sağlamıştır. Böylece masa gantri içerisinde sabit hızla aksiyel hareketi ile tarama süresince sürekli hacimsel veri elde edilir. Helikal BT ile tarama süreleri kısalmış, tek nefes ile geniş bir alan taranabilir hale gelmiştir (56, 61).

1998 yılında keşfedilen çok kesitli BT (ÇKBT) olarak da isimlendirilen yedinci jenerasyon BT cihazlarında hastanın uzun eksenini boyunca tek sıra yerine çok sayıda dedektör yerleştirilmiştir. Böylece birim sürede aynı X-ışımından daha fazla veri alınabilmiş, X-ışını daha efektif kullanılmıştır. Böylece helikal BT’de görülen X-ışını tüpünde aşırı ısınma problemi çözülmüştür. Çok kesitli BT’de diğer jenerasyonlarda kullanılan yelpaze şeklinde X-ışını yerine konik şeklinde ışın demeti (*cone beam*) kullanılmıştır. Çok sıralı dedektörler ve hızlı gantri dönüşü aynı anda daha fazla veri işlenerek tetkik süresi kısalmış, çözünürlük artmıştır. Böylece kaliteli reformat görüntüler oluşturulabilmiş, hareket artefaktları azaltılmış, daha az miktarda kontrast madde kullanımına olanak sağlanmış, çok fazla incelemeler yapılabilmiştir. Zamanla dedektör sayıları artan ÇKBT, helikal BT’nin yerini kısa sürede almıştır (56, 61-63).

2005 yılında geliştirilen dual-enerji BT (DEBT) cihazları aynı anatomik bölgeyi farklı kVp değerleriyle tarayarak iki veri seti elde eder. Kalsiyum ve iyot içerikli dokular düşük enerji düzeylerindeki ışımalarda daha fazla atenüe olurlar. Bu özellik kullanılarak iki farklı enerji düzeyinde farklı atenüasyon göstermeleri nedeniyle DEBT kalsiyum ve iyot içeren maddelerin diğer yumuşak dokulardan ayırt edilmesine olanak sağlamıştır (56, 61, 64-66).

2.2.2 BT ile İlişkili Kanser Riski

BT tıbbi görüntüleme yöntemlerinin kullanımı sonucu maruz kalınan radyasyonun büyük bir kısmından sorumludur (42, 47). Kullanımı her geçen gün artan BT, radyolojik tetkikler arasında dokuda en fazla radyasyon maruziyetine sebep olan görüntüleme yöntemidir (42, 67). Tetkik sayılarındaki artış, maruz kalınan radyasyon miktarını da artırmaktadır. Yeni çalışmalara göre BT uygulamaları radyasyon içeren tüm radyolojik görüntülemelerin %15- 20'sini oluştururken, radyasyon dozunun ise %50'sinden sorumludur (67).

Radyasyon maruziyeti ve kanser riski atom bombası sonrası radyasyona maruz kalan ve düşük düzeyde medikal radyasyona maruz kalan kişiler üzerinde incelemeler sonucunda *linear no-threshold* adlı risk modelinde tanımlanmıştır (68). Bu risk modeline göre kanser gelişimi için eşik radyasyon doz değeri bulunmamakta, düşük dozlarda bile kanser riski bulunmaktadır. Tanımlanan bu risk modeli üzerinden yapılan hesaplamalara göre Brenner ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ABD’de gelecekteki kanserlerin %1,5-2’nin BT ile ilişkili olabileceğini öngörülmüştür (69). Yine aynı çalışmada pediatrik grupta beyin BT tetkiklerine bağlı ömür boyu lösemi riskinin 1/10000, beyin tümörü riskinin ise 1/2000 olarak öne sürmüşlerdir. Yapılan başka bir çalışmada Berrington de González ve arkadaşları BT incelemeleri sonucu her yıl 29000 yeni kanser vakası ve 14500 kansere bağlı ölüm olacağını öne sürmüşlerdir (70).

Düşük dozlarda tıbbi görüntüleme yöntemlerine bağlı radyasyon maruziyetine bağlı artmış kanser riski tartışmalı olsa da ALARA prensibi gereğince olabildiğince az doz ile yeterli tanısal kalitede görüntüleme yapmanın gerekliliği genel kabul gören bir ilkedir (38, 71). Bu nedenle günümüzde yaygın şekilde kullanılan ve adeta tıbbın gören gözü olarak görülen BT’nin uygun endikasyonlar ile kullanılması, gereksiz çekimlerden kaçınılması gerekmektedir. Radyologların bu konuda üzerine düşen en önemli görevlerden biri de BT doz düşürme stratejilerine hâkim olması ve rutin pratikte kullanabilmesidir.

2.2.3 Bilgisayarlı Tomografide Doz

BT kaynaklı radyasyon dozunu düşürme stratejilerinin uygulanabilmesi için BT’ye özgü doz verilerinin ve BT teknik parametrelerinin bilinmesi elzemdir.

Görüntümeden sonra doz verileri ve doz parametreleri doz raporu olarak görüntüler ile cihaz tarafından otomatik olarak verilir ve arşivlenir. Raporda BT’ye özgü başlıca doz parametreleri olan BT doz indeksi (*Computed Tomography Dose Index, CTDI*) ve doz mesafe çarpımı (*Dose Length Product, DLP*) ile tüp akımı, kilovoltaj gibi teknik parametrelere ait bilgiler bulunur (72). BT tetkiki gerçekleştirilmeden önce tahmini doz sistem tarafından çekimi yapan kullanıcıya gösterilir. Kullanıcı bu doz tahminlerini değerlendirerek gerekli görürse teknik parametreleri optimize ederek tetkiki gerçekleştirebilir.

BT’de gerçek doz ölçümleri ise hastalar üzerinde değil standardize iki farklı fantom üzerinde yapılmaktadır (73). 16 cm çaplı baş CTDI fantomu beyin, boyun çekimleri, pediatrik hastalar ve düşük ağırlıklı erişkinlerde kullanılır. 32 cm çaplı gövde CTDI fantomu

ile erişkinlerde beyin ve boyun dışındaki bölgelerde doz ölçümlerinde kullanılır. Fantomların yüzeyine ve ortasına dozimetreler yerleştirilerek ölçümler gerçekleştirilir (49).

CTDI, X-ışını tüpünün fantomu tek kesit taraması ile fantomun merkezindeki radyasyon dozunu gösterir. CTDI periferde merkeze göre iki kat daha yüksektir. Ölçümler merkeze doğru azaldığından ölçümler fantomun dört kenarında tekrarlanır. Tüm fantomda absorbe edilen doza ağırlık kazandırılmış CTDI (*weighted CTDI-CTDI_w*) denir. $CTDI_w = 1/3CTDI_{\text{merkez}} + 2/3CTDI_{\text{perifer}}$ olarak hesaplanır (74).

Spiral BT sistemlerinde gantrinin z aksı boyunca radyasyonun kesit başına ortalama miktarı BT'de hacimsel doz indeksi (*volume CTDI, CTDI_{vol}*) ile tanımlanır, birimi mGy'dir. Bu indeks, *pitch* faktörüne bağlıdır. *Pitch* X-ışını tüpünün masa etrafında 360 derece dönüşünde masanın aldığı yolun, toplam kesit kalınlığına oranıdır. $CTDI_{vol} = CTDI_w / \text{Pitch}$ olarak hesaplanır. Bu formüle göre *pitch* arttıkça CTDI_{vol} azalır. CTDI_{vol} standart fantomdaki ölçümlere dayanan bir değer olduğundan hastaların maruz kaldığı gerçek dozu ifade etmez. Fantom boyutlarına ve tüp akımı, gantri hızı gibi teknik parametrelere bağlı bir doz indeksi olup dozu yaklaşık olarak gösterir. CTDI_{vol} hastaya ait hasta boyutu, kalınlığı ve tarama uzunluğundan bağımsız olduğundan bir BT protokolü için tüm hastalarda aynıdır (74).

Hastaların uzun ekseni boyunca yapılan taramadaki maruz kalınan toplam doz, doz uzunluk çarpımı (DLP) ile ifade edilir. DLP, CTDI_{vol} ve tarama uzunluğunun çarpımıdır, birimi mGy.cm'dir (73, 74). DLP, toplam absorbe edilen enerjiyi ve dolayısıyla da potansiyel biyolojik etkiyi temsil eder. Uzunluk arttıkça maruz kalınan total radyasyon miktarı da artar.

CTDI_{vol} ve DLP, referans doz seviyelerinin tanımlanmasında ve optimizasyonunda, oldukça önemli olmakla birlikte standart fantomlarda yapılan ölçümler olduğu için hasta ve organ dozunu kesin olarak temsil etmezler (74-76).

Efektif (etkin) doz (ED), radyasyonun neden olduğu kanser riskini temsil eden bir ölçüm olup birimi Sv'dir. ED, DLP değeri ile dönüşüm katsayıları (k)(mSv x mGy⁻¹ x cm⁻¹) çarpımı ile hesaplanır (Efektif doz = DLP x k). Dönüşüm katsayıları, ICRP tarafından belirlenmiş organların radyosensitivitesi ve hasta yaşı gibi özellikler göz önüne alınarak hesaplanmış katsayılardır. Dönüşüm katsayıları Tablo 2.2'de belirtilmiştir (77). ED standart

fantom ölçümleri temelli bir doz olması nedeniyle tanısal görüntülemelerde kesin risk tahmininde kullanılmaz, popülasyon riskini gösterir (75, 78, 79).

Tablo 2.2: Vücut bölgelerine ve yaşa göre efektif doz dönüşüm katsayıları

Bölge	Efektif Doz Dönüşüm Katsayıları(k)				
	Çocuk				Yetişkin
	0 yaş	1 yaş	5 yaş	10 yaş	
Kafa	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Boyun	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Toraks	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen/ Pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015

Hasta ve organ dozları Monte Carlo hesaplamaları ile belirlenebilir. Monte Carlo hesaplamaları hastaların BT görüntüsüne en uyumlu matematiksel fantom üzerinde, tarama parametreleri kullanılarak yapılır. Böylece hastaya özgü doz değerleri elde edilir (80).

2.2.4 Bilgisayarlı Tomografide Doz Optimizasyon Stratejileri

BT'de radyasyon ile ilişkili çok sayıda parametre bulunmaktadır. Doz optimizasyonu bu teknik parametrelerde birtakım değişiklikler yapılarak gerçekleştirilebilir. Bu nedenle bu parametrelerin radyasyon doz miktarına ve aynı zamanda görüntü kalitesine etkilerinin bilinmesi oldukça önemlidir. Bu teknik parametreler arasında tüp akımı (miliamper, mA), tüp akım ışınlama zamanı (miliamper.saniye, mAs), X-ışını tüpü pik kilovoltajı (kVp), gantri dönüş zamanı ve masa hızı (pitch faktörü, ekspozur süresi), kesit kalınlığı, otomatik ışınlama kontrol sistemi (*automatic exposure control*-AEC), gürültüyü azaltan görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları bulunmaktadır (81-85).

BT'de doz düşürmek amacıyla uygulanan en yaygın stratejiler arasında tüp akımı (mA) ve tüp akım ışınlama zamanını (mAs) düşürmektir. BT'de radyasyon dozu hem tüp akımına (mA) hem de gantrinin dönme süresine (saniye) bağlıdır. Bu parametrelerin çarpımı

tüp akım ışınlama zamanı, mAs olarak ifade edilir. Tüp akımı yarı yarıya düşürüldüğünde radyasyon miktarı da yarıya düşer ancak görüntü gürültüsü %40 oranında artış gösterir. Tüp akım ışınlama zamanı ile radyasyon dozu arasında lineer ilişki mevcuttur. Rutinde yüksek radyasyon dozlarının en önemli nedenlerinden biri de mAs seçimlerinde dikkatli olunmamasıdır. mA ve mAs kullanıcılar tarafından manuel ya da otomatik olarak değiştirilebilir. Düşük boyutlarda olan hastalarda ve toraks gibi düşük atenüasyonlu anatomik bölgelerin görüntülenmesinde düşük mAs tercih edilmelidir. Vücut kitle indeksi yüksek olan hastalar ve pelvis gibi yüksek atenüasyonlu anatomik bölgelerde ise daha yüksek mAs değerleri seçilmelidir. Tarama ve takiplerde, obje kontrastının yüksek olduğu bölgelerdeki lezyonlar için (böbrek taşı, akciğer nodülleri gibi) düşük mAs değerleri kullanılmalıdır (81-85).

Tüp pik kilovoltajının azaltılması, radyasyon dozunu ile doğru orantılı, eksponansiyel olarak azaltır. kVp, x-ışını tüpüne uygulanan maksimum voltajı gösterir. Radyasyon dozu, kVp artışı ile eksponansiyel olarak artacağından; özellikle çocuklarda ve zayıf hastalarda mümkün olduğunca düşük voltajlı çekimler tercih edilmelidir (81-85).

Bununla birlikte kilolu hastalarda ve pelvis gibi yüksek atenüasyonlu anatomik bölgelerin incelenmesinde düşük enerjili fotonlar daha fazla absorpsiyona uğrayacaklarından dedektöre ulaşan foton sayısı azalır ve böylece gürültü artar. Görüntü kalitesinin yüksek gürültü nedeniyle azalması nedeniyle düşük kVp uygulamalarında dikkat edilmesi gerekmektedir (81-85).

Fotoelektrik etki düşük enerjili x-ışınları ile atom numarası yüksek atomlarda daha fazla gerçekleşir. Böylece vasküler yapıların görüntülediği anjiyografik tetkiklerde düşük kV kullanımı iyot kontrastını artırarak daha düşük miktarda kontrast madde ile daha iyi anjiyografik inceleme yapılmasına olanak sağlar. DEBT’de bu özellik sayesinde vasküler yapılar daha ayrıntılı olarak incelenebilir, kontrastlı tetkiklerden sanal kontrastsız görüntüler oluşturularak pre-kontrast incelemeye gerek kalmaması nedeniyle doz düşürülebilir. Sonuç olarak düşük kVp kontrastlı tetkiklerde ve vücut kitle indeksi düşük hastalarda tercih edilmelidir (81-85).

Gantri dönüş zamanı (sn), x-ışını tüpünün hastanın etrafında 360 derece dönmesi esnasında geçen zamandır. Gantri dönüş zamanının kısalması ile ışınlama süresi azalarak radyasyon dozu doğru orantılı bir şekilde düşer. Diğer parametreler sabit tutulduğunda gantri dönüş zamanı azaltıldığında, diğer bir ifadeyle dönüş hızı arttığında, radyasyon dozu lineer

olarak azalır. *Pitch* değeri, x-ışını tüpünün tam turu sırasında masanın ilerleme mesafesinin kesit kalınlığına oranıdır. *Pitch* değeri yükseldikçe maruziyet süresi kısalır, radyasyon dozu düşer. Düşük *pitch* değerlerinde görüntü kalitesi artarken, tarama zamanı ve doz miktarı artar (81-85).

Kısa gantri dönüş zamanı ve yüksek *pitch* değerine sahip tetkiklerde ekspozur süresi belirgin kısadır ve hızlı görüntü elde edilir. Böylece hem doz maruziyeti artar hem de hareket artefaktları azalır. Hızlı görüntüleme çocuklarda, kooperasyonu zayıf hastalarda ve akciğer gibi hareketli organ görüntülemelerinde tercih edilir (81-85).

Anatomik bölge ve projeksiyon açılarındaki farklılıklar nedeniyle x-ışını atenüasyonunda farklılıklar görülür. Bu durum görüntü kalitesinde sorunlar yaratır. Bu sorunların çözümü için vücut kitle indeksi ve anatomik bölge atenüasyon farklarına göre otomatik ışınlama yapan teknikler geliştirilmiştir. Otomatik tüp modülasyon sistemi olarak adlandırılan bu teknikler, tüp akımını ve/veya tüp voltajını, taranacak olan kesitin dansite ve boyut bilgilerine göre ayarlar. Objenin dansite ve boyut bilgileri her tetkik başında alınan topogram (*scout*) görüntü üzerinden hem aksiyel (x ve y) hem de longitudinal (z) yönlerde elde edilir. Bu tekniklerin temel amacı görüntü kalitesinin değişmeden düşük atenüasyonlu veya kalınlığı az olan anatomik bölgelerin daha düşük dozlar ile görüntülenmesidir. Otomatik ışınlama kontrolü markalar arasında farklılık göstermektedir. Bazı markalar sadece tüp akımını, bazı markalar ise hem tüp akımını hem de tüp voltajını dokuların atenüasyon farklılıklarına göre modifiye eder. Otomatik tüp modülasyon sistemi ile dozda %20-44 oranında azalma sağlanabilmektedir (81-85).

İlgilenilen anatomik alan dışında kalan bölgelerin taranması hem görüntü kalitesini azaltır hem de hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu artırır. Hasta tam olarak tarama bölgesinin merkezinde olmalıdır. Hasta merkezde olmadığına filtreler etkin olarak kullanılamaz ve vücudun daha ince olan periferik kesimlerinde gereğinden daha yüksek, daha kalın olan merkezi bölümlere gereğinden daha düşük şiddette x-ışını geleceğinden görüntü kalitesi gürültünün artması sebebiyle azalır hem de radyasyon maruziyeti artmış olur (81-85).

Doz düşürmenin diğer bir yolu ise gürültünün azaltılmasıdır. Bu yöntem radyasyon dozunu direkt düşürmek yerine, tarama parametrelerinin değiştirilmesine olanak sağlayarak indirekt yollar ile dozun düşürülmesine olanak sağlar. Tüp voltajı ve akımı düşürüldüğünde gürültünün artması ile görüntü kalitesi bozulur. Ancak gürültünün azaltıldığı tekniklerle

görüntü kalitesinde ortaya çıkan bozulma dengelenir. Günümüzde gürültünün azaltılması amacıyla kullanılan önemli tekniklerden birisi de iteratif rekonstrüksiyon (IR) adı verilen algoritmadır. Gürültü, IR ile geri yansıtılmalı rekonstrüksiyona göre belirgin olarak azaltılmış; görüntü kalitesi artırılmıştır. IR'nin modifiye versiyonu olan 'adaptif istatistiksel iteratif rekonstrüksiyon' ile dozda %32-65 oranında azalma sağlanabilmektedir (81-85).

2.3 Diyagnostik Referans Seviyeleri (DRS)

2.3.1 DRS Tarihçesi

Daha iyi görüntü kalitesi, tetkikleri değerlendiren hekimlerin her zaman önceliği olmuştur. Ancak bu durum fazla radyasyon dozlarını da her zaman yanında getirmiştir. Gereğinden fazla radyasyon maruziyetinin engellenmesi radyasyonun zararlı etkilerinin keşfiyle bir amaç olarak kabul edilmiştir.

Wall ve Shrimpton 1950'lerde Avrupa ve ABD'de gerçekleştirdikleri araştırma sonucunda farklı hastanelerdeki radyolojik tetkik dozlarının yüksek varyasyon gösterdiğini bildirmişler ve radyolojik tetkikler için doz kılavuzlarına ihtiyaç olduğunu vurgulamışlardır (54). 1980'lerin sonlarında, doz kılavuzları önce ABD'de başlayıp sonrasında İngiltere'de ve ardından Avrupa'da bildirilmiştir ve belirlenen referans dozlar, Avrupa ülkeleri radyolog ve fizikçi çalışma grupları tarafından yetişkin ve pediatrik yaş grupları için Tanısal Radyografik Görüntü Kalite Kriterleri (*Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*) çalışma belgelerine dahil edilmiştir (86).

Gereksiz radyasyon maruziyetinin azaltılması amacıyla iyonizan radyasyon kullanılan görüntüleme yöntemlerinin kontrol ve izlemi, herhangi bir tetkik için hastaya verilen dozun kabul edilebilir sınırlarda olması amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda ICRP radyasyondan korunmada üç ilke önermiştir. Bunlar tetkiklerin gerekçelendirilmesi, korumanın optimizasyonu ve doz limitlerinin/seviyelerinin kullanımınıdır (53). Tetkiklerin gerekçelendirilmesi ilkesi, radyolojik işlemin hastaya ve/veya topluma sağladığı katkı ve faydaların, radyasyon nedeniyle oluşturduğu risklerden daha fazla olması gerektiğini ifade eder. Ayrıca bu ilke iyonizan radyasyon içermeyen görüntüleme yöntemlerinin hasta yönetiminde alternatif olarak kullanımının düşünülmesini de içermektedir (87).

Doz optimizasyonu için ICRP, 60 numaralı yayında DRS kavramını sunmuş ve 73 numaralı yayında DRS kullanımını önermiştir (53, 88). Bu amaç doğrultusunda ICRP, Yayın

No. 73'teki önerisinde DRS değerlerinin oluşturulması ve kullanılması ihtiyacını vurgulamıştır (88). ICRP Yayın No. 73'te DRS için şu açıklamalar yapılmıştır:

“Komisyon hastalar için DRS'nin kullanılmasını önermektedir. DRS değerleri kolaylıkla ölçülebilen, kural olarak havada veya fantom yüzeyindeki dozlardır. Her iki durumda da hasta doz maruziyet seviyelerinin yüksek olup olmadığını anlamak için temel bir test olarak kullanılır. Uygulanan dozlar DRS değerlerinin üzerine çıkarsa, radyasyon dozlarının azaltılması için harekete geçilmelidir.”

Avrupa Birliği Konseyi Direktifi 97/43/Euratom'da tetkiklerin gerekçelendirilmesi ve optimizasyon ilkelerine vurgu yapılmıştır. Avrupa Birliği Konseyi Direktifi 97/43/Euratom DRS'yi, farklı ekipman türlerini de göz önünde bulundurarak belirli radyolojik tetkikler için standart büyüklükteki hasta grupları veya standart fantomlardaki doz seviyeleri olarak tanımlanmıştır (87). Doğru bir şekilde uygulanmış standart prosedürlerin DRS değerlerini aşmaması gerekmektedir. DRS'nin temel amacı radyolojik incelemelerde gereksiz radyasyon maruziyetinin kaçınılmasında bir kontrol görevi görmektir.

İlk geniş çaplı ulusal DRS çalışması 2000 yılında yapılmış, Birleşik Krallık yetişkin ve pediatrik yaş grupları için BT, konvansiyonel radyografi, floroskopi ve yetişkin yaş grubu için girişimsel işlemler ve diş radyografileri için ulusal DRS değerlerini yayınlanmıştır (78).

2.3.2 DRS Kavramı ve Amacı

DRS değerlerinin belirlenmesi ve kullanılmasının amacı, hastaların bireysel olarak radyasyon dozlarının düşürülmesi değil, gereksiz yüksek doz maruziyetini önlemek ve radyasyon dozlarını tahmin etmektir (88). DRS, bir sağlık kuruluşunda rutinde en çok kullanılan tıbbi görüntüleme tetkiklerinin hasta popülasyonuna -bireysel olarak hastalara değil- uyguladıkları iyonizan radyasyon miktarının çok yüksek veya çok düşük olup olmadığını değerlendirmek için kullanılır. DRS radyasyon doz seviyelerinin yüksek olduğu prosedürlerin belirlenmesine olanak sağlayarak doz optimizasyonu için değerli bilgiler verir.

ICRP, DRS'yi kolaylıkla ölçülebilen, genellikle havadaki soğurulan doz ya da fantom/temsili hasta yüzeyindeki doku eşdeğeri malzemeye uygulanan doz ile belirlenen bir tür araştırma seviyesi olarak tanımlamıştır (88). Avrupa Birliği Konseyi ise DRS'yi standart boyutlarda hasta grupları ya da standart fantomlardan elde edilen doz verileri ile belirlenen radyolojik tetkik kaynaklı doz seviyeleri olarak tanımlamıştır (87).

DRS yalnızca iyi donanımlı hastanelerden elde edilen hasta doz verileri ile değil her türlü hastane, klinik ve pratikten elde edilen veriler de dahil edilerek hesaplanır. DRS değerleri, çok düşük veya çok yüksek değerler de dahil edilerek yapılan ortanca (medyan) hesaplamaları ile 75. yüzdellik dilimi ifade eder (1). Vassileva ve Rehani'ye göre, ekipman ve prosedürler ülke veya bölgelerdeki farklı merkezler arasında değişebileceğinden, ulusal ve bölgesel DRS'ler oluşturulmalıdır (89). DRS değerleri lokal, bölgesel veya ulusal olarak belirlenebilir. Her ülkenin farklı protokol ve cihazları olması nedeniyle, optimizasyon çalışmaları yürüten ülkelerin hepsi kendi DRS değerlerini geliştirmiştir. DRS bir ülkede veya bölgedeki spesifik bir tetkikin radyasyon dozu göstergesidir. DRS çalışmaları, farklı merkezlerin doz verilerinin karşılaştırılmasına olanak sağlarken ayrıca veri tabanı oluşturmak amacıyla düzenli olarak dozların kaydedilmesine katkı sağlar. DRS'ler belirli aralıklarla hesaplanmalı ve yükselme eğiliminin görülmesi durumunda yüksek radyasyon dozları için düzeltici önlemler alınmalıdır.

DRS katı doz sınırları değildir veya yasal standartlar oluşturmak için oluşturulmuş kavramlar değildir. Ayrıca, DRS hastaları bireysel olarak değerlendirmek için kullanılacak bir kavram da değildir. DRS kavramı, iyonizan radyasyon içeren hem tanısal hem de girişimsel görüntüleme prosedürlerini optimize etmek için geliştirilmiştir.

DRS çalışmaları ayrıca görüntü kalitesinin iyileştirilmesi için de önerilmektedir. DRS çalışmaları ile üst değerlerde aşılması gereken radyasyon değerleri belirlendiği gibi alt değerlerde de tanı koyabilecek kalitede en az doz seviyelerini de gösterebilir.

Radyoloji çalışanlarının doz optimizasyonu için bir araç olarak kullanılan DRS sürecine aşına olmaları gerekmektedir. DRS konsepti ve doğru kullanımı, iyonizan radyasyon kullanılan tıbbi görüntülemede yer alan sağlık profesyonellerinin eğitim ve öğretim programlarına dahil edilmelidir.

2.3.3 DRS'nin Etkinliği

DRS kavramının doz optimizasyonunda etkinliğini gösteren en eski yayın 1978'de yapılmış meme doz maruziyetinin araştırıldığı çalışmadır. 19 eyalette bulunan sağlık merkezlerinde fantomlar kullanılarak meme görüntülemelerindeki radyasyon miktarları belirlenerek gereksiz yüksek ya da düşük dozlar belirlendi. Sonrasında sonuçlara göre sağlık merkezlerine gerekli iyileştirmeler için geri bildirimler sağlandı. Sonraki 1 yıllık takipte,

ortalama doz maruziyetinde ve standart sapmada önemli bir azalma ve görüntü kalitesinde artış izlendi (90).

1980'lerin ortalarından bu yana yaklaşık her 5 yılda bir veri toplanan İngiltere'de, 2005 yılı çalışmalarının sonuçlarından belirlenen DRS değerleri, 2000 yılı çalışmalarından elde edilen değerlerden %16 daha düşüktü ve 1980 yılında yapılan bir çalışmalardan elde edilen değerlerin ise yaklaşık yarısıydı (91, 92).

DRS çalışmaları doz optimizasyonuna yardımcı olan bir araçtır. Bu sürecin birçok basamağı bulunmaktadır. DRS değerlerinin belirlenmesi sonrası gerçekleşen doz optimizasyonları sonrasında DRS süreci sonlanmaz. Optimizasyon sonrası sürekli olarak tekrarlanmalıdır.

2.3.4 Ülkelerin DRS Sorumlulukları

DRS kavramı, mevcut radyasyon maruziyetini denetlemek ve gereğinden yüksek ise radyasyon maruziyetini azaltmanın yollarını planlamak için geliştirilmiştir. DRS zamanla hastaların radyasyon dozlarını yönetmeleri için kurumlar için en önemli araç haline gelmiştir. Tetkikler için doz limitleri olmadığından radyasyon maruziyetinin en aza indirilmesi ve iyonizan radyasyon içeren görüntüleme yöntemlerinin optimize edilmesi için birçok ülkede büyük çaba sarf edilmektedir. Ulusal DRS değerleri bulunan çoğu ülkede DRS değerlerinin belirlenmesinde sorumluluk radyasyon ve nükleer güvenlikten sorumlu enstitülere ve ulusal hükümet makamlarına aittir. Sorumlu kurum ve kuruluşlar tıbbi görüntüleme olanaklarına sahip farklı hastane veya kliniklerden veri toplayarak analiz eder ve DRS değerlerini belirler. DRL değerlerini periyodik olarak günceller ve bulgulara dayalı olarak önerilerde bulunurlar. Her ülke veya bölge DRS çalışmaları için, verilerin toplanması, DRS değerlerinin oluşturulması gibi farklı bileşenlerinden sorumlu olacak kuruluşları belirlemelidir (1).

2.3.5 DRS Değerlerinin Belirlenmesi

DRS değerlerinin nasıl oluşturulması gerektiğini ICRP, 2017 yılında Yayın 135'te ayrıntılı bir şekilde belirtmiş ve önerilerde bulunmuştur (1).

DRS çalışmalarının ilk aşaması hangi tetkiklerin ve prosedürlerin DRS seviyelerinin belirleneceğine karar vermektir. Belirlenecek olan tetkiklerin en sık uygulanan ve en çok radyasyon maruziyetine sebep veren tetkiklerden seçilmesine dikkat edilmelidir. DRS'ler

için kullanılan doz birimleri kolayca ölçülebilmeli ve tıbbi görüntülemelerde uygulanan iyonizan radyasyon miktarını doğru bir şekilde değerlendirmeye olanak sağlamalıdır. BT için önerilen DRS birimleri CTDI_{vol} ve DLP'dir. DRS değerlerinin belirlenmesine yönelik ulusal çalışmalar, hasta doz verilerinin elde edilebilmesi için yeterli iş yüküne sahip orta ve büyük ölçekli sağlık kuruluşlarını içermelidir. Büyük ülkeler için otomatik veri toplama sistemi yoksa eğer, ülkedeki tüm sağlık kurumlarının küçük bir kısmının rastgele seçilmesi ile elde edilen veriler ulusal DRS değerlerini belirlemek için iyi bir başlangıç olabilir. İlk etapta 20-30 sağlık kurumundan elde edilen sonuçların yeterli olması muhtemeldir. 50'den az sağlık merkezi olan daha küçük bir ülkede, bunların %30-50'si ilk çalışma için yeterli olabilir. Eğer çoğu hastanede düzenli olarak doz çalışmaları gerçekleştirilmiyorsa, DRS değerleri, yeterli iş yüküne sahip tek bir büyük hastaneden gelen veriler kullanılarak belirlenebilir.

Bir sağlık merkezinde belirli bir BT tetkiki için en az 30 hasta verisi olmalıdır. 50'den daha az hastadan veri alınıyorsa, dahil edilen yetişkin hastalar için bazı ağırlık standardizasyonu gereklidir. Hasta boyutları, radyasyon dozlarının değerlendirilmesinde kritik bir faktördür. Yetişkinler için, ortalama ağırlığının, standart bir hasta için 70 ± 5 kg durumunda boyutun etkisi sınırlıdır. Standart hastanın seçimi ve kullanımı, hastaneler ve ülkeler arasındaki doz karşılaştırmalarına imkân verir. IRCP 60 ila 80 kg arasında (ortalama 70 ± 5 kg) ağırlıkta olan hastaların dahil edilmesini önermektedir. Çok sayıda hasta verisi sağlayabilen otomatik veri toplama sistemleri kullanıldığında hastaların ağırlık standardizasyonuna göre seçilmesi gerekmez. Bu sistemlerin kullanılması halinde tüm veriler DRS çalışmasına dahil edilir.

DRS değerleri belirlenirken klinik amaç için gereken uygun görüntü kalitesi öncelikli olmalıdır. DRS değerleri farklı klinik endikasyonlar için farklı olabilir. Örneğin kanser taraması için uygulanan abdomen BT tetkikinin sebep olduğu radyasyon miktarı böbrek taşı için uygulanan abdomen BT tetkikinden fazladır. Bu nedenle DRS çalışmalarında, toplanan tüm verilerin tüm katılımcı sağlık merkezlerinde benzer tetkiklerden gelmesi oldukça önemlidir. Ancak bu şekilde sağlık merkezleri arasındaki doz karşılaştırmaları anlamlı olacaktır. DRS değerleri verilerin toplanma zamanına ve mevcut cihaz teknolojilerine bağlı olduğunda bu bilgiler de ayrıntılı olarak belirtilmelidir.

Ortalama değer birkaç yüksek veya düşük değerden önemli ölçüde etkilenebildiğinden, DRS çalışmalarında toplanan verilerinin ortanca (medyan) değerleri kullanılmalıdır. DRS değerleri, temsili sağlık merkezlerinden elde edilen ortanca değerlerin

yüzde 75'i olarak belirlenir. Ulusal ve bölgesel DRS değerleri, teknolojiye önemli değişiklikler oldukça, yeni görüntüleme protokolleri uygulandıkça ve düzenli aralıklarla 3-5 yıl veya daha sık aralıklarla yenilenmelidir. DRS değerlerini belirleme ve güncelleştirme işlemleri dinamik olmalıdır.

Radyasyon maruziyeti sonrasında zararlı sonuçlarının görülmesi için belli bir zaman geçmesi gerekmektedir. Bu açıdan pediatrik yaş grubunda erişkinlere göre zararlı sonuçların görülme ihtimali daha fazladır. Ayrıca pediatrik yaş grubunun, radyasyon zararlarına yetişkinlere nazaran daha hassas oldukları bilinmektedir. Daha küçük ve daha ince pediatrik hastalarda organlar daha yakın olduğundan saçılan radyasyondan daha fazla etkilenirler (93). Bu nedenlerle pediatrik yaş grubu için radyasyon doz optimizasyonları ayrı bir önem taşımaktadır (88).

Pediatrik tetkiklerde kullanılan radyasyon miktarları yenidoğanlardan yetişkin büyüklükteki ergenlere kadar boyut ve ağırlıklardaki çeşitlilik nedeniyle büyük ölçüde değişebilir. Çocuklarda kilo prematüre bir bebekten obez bir ergene kadar 100 kata kadar fazla değişebileceğinden, pediatrik görüntülemeler için DRS değerlerinin belirlenmesinde tek bir temsili hasta kullanılmamalıdır. Bu nedenle pediatrik DRS değerlerinin belirlenmesinde vücut görüntülemeleri için ağırlık aralıklarının kullanılması tavsiye edilir. Kranial görüntülemelerde ise DRS değerleri yaşa göre belirlenmelidir.

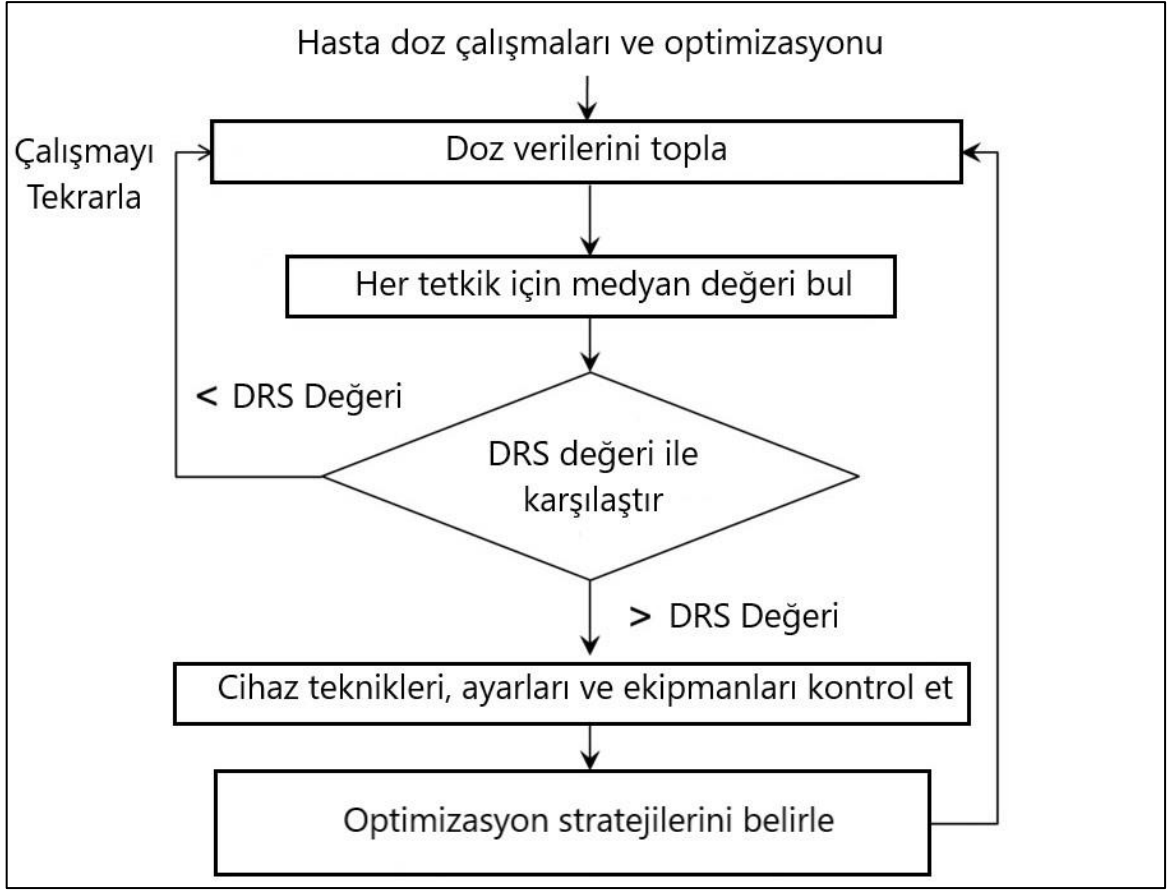
2.3.6 Doz Optimizasyonu

Ulusal/bölgesel DRS değerleri belirlendikten sonra her sağlık merkezi kendi doz medyan değerlerini her bir tetkik için DRS değerleriyle karşılaştırarak yüksek olup olmadığını kontrol eder. Yüksek ise zaman kaybetmeden düşürmeye çalışır. Her sağlık merkezi doz düşürme çalışmalarını en kısa sürede tamamlar. Doz optimizasyon çalışmaları belirli aralıklarla tekrarlanır. Sonraki çalışmada sağlık merkezleri yeniden tüm tetkikler için kendi değerleriyle güncel DRS değerlerini karşılaştırarak, gerekli doz düşürme çalışmalarını uygular. DRS ve optimizasyon çalışmaları dinamik, devamlılığı olması gereken çalışmalardır. DRS süreci tek bir değerlendirmeden sonra bitmez. Herhangi bir optimizasyondan sonra değerlendirmeler yenilenmeli ve tüm süreç uygun bir zaman aralığından sonra tekrarlanmalıdır. Bu süre BT için en az 1 yıl olmalıdır. Otomatik veri toplama sistemleriyle sürekli olarak veriler toplanabiliyorsa daha kısa aralıklarla değerler gözden geçirilmelidir. Yeni bir cihaz ya da protokol kullanılmaya başlandığında bu

çalışmalar radyasyon dozlarının yüksek olup olmadığını belirlemek için en kısa sürede gerçekleştirilmelidir.

Sağlık merkezlerindeki uygulamalara ait doz medyan değerlerinin DRS değerleriyle karşılaştırılması, optimizasyonu için tek başına yeterli değildir. Yüksek doz değerleri saptandığında buna sebep olan etkenleri tanımlamak ve gidermek için olabilecek en kısa sürede harekete geçmek gerekir. Bir sağlık kuruluşunun ilgilenilen tetkik için belirlenmiş medyan değeri, karşılaştırılmak üzere karar verilmiş tetkiklerin yerel ulusal veya bölgesel DRS değerinden büyük olduğunda optimizasyon gerekliliği ortaya çıkar. DRS değerlerinin amacı herhangi bir tetkik için doz limiti belirlemek değildir. Amaç sağlık merkezlerinin kendi cihazlarının radyasyon doz değerlerini birbirleriyle kıyaslayarak yüksek olduğu durumlarda kendilerini kontrol edip gerekli optimizasyon adımlarını atmalarını sağlamaktır. Bir tetkik için DRS değeri aşılsa, vakit kaybetmeden gerekli araştırmalara başlanılmalı ve düzeltici adımlar atılmalıdır.

Optimizasyon eylemleri veri toplama yöntemlerinin, ekipman performansının, kullanılan cihaz ayarlarının ve protokollerinin, tetkiki gerçekleştiren operatör becerilerinin gözden geçirilmesini içermelidir. DRS doz çalışmalarında uygulanacak olan optimizasyon akış şeması Şekil 2.4'te gösterilmiştir.



Şekil 2.4: DRS doz çalışmalarında optimizasyon akış şeması

Bir sağlık merkezinin değerleri, karşılaştırılan DRS değerinden önemli ölçüde daha az olduğunda, görüntü kalitesi olumsuz etkilenebilir. Radyolojik tetkiklerde en büyük öncelik klinik amaç için yeterli görüntü kalitesine ulaşmaktır. Görüntü kalitesi DRS sürecinin bir parçası olarak kabul edilmeli ve optimizasyonda göz ardı edilmemelidir. Optimizasyon çalışmaları yürütülürken diğer taraftan görüntü kalitesinin bozulmamasına özen gösterilmelidir. Optimizasyon sürecinde, her zaman tıbbi görüntülemenin temel amacı olan tanısallıktan uzaklaşmamak, gerekli görüntü kalitesinin her zaman yeterli olduğundan emin olmak gerekir.

2.3.7 Uluslararası DRS Değerleri

Günümüze kadar birçok ülke kendi DRS değerlerini belirlemiş ve kullanmıştır. BT tetkikleri için DRS değerleri hem CTDIvol hem de DLP olarak belirlenmektedir. BT tetkikleri için yayınlanmış başlıca DRS değerleri Tablo 2.3'te belirtilmiştir (2, 94-99).

Tablo 2.3: Bilgisayarlı tomografi tetkiklerinin ülkelere göre DRS değerleri

	BT Tetkiki	Beyin	Servikal Vertebra	Boyun	Toraks	Abdomen-Pelvis(Kontrastsız)	Lomber Vertebra
Başkent Üniversitesi Hastaneleri	CTDIvol	45	16	14	7,7	11	24
	DLP	894	390	516	264	504	707
Türkiye	CTDIvol	66.4			11.6	13.5	
	DLP						
Kore	CTDIvol	63	18	14	7	10	18
	DLP	1119	434	442	297	472	601
Birleşik Krallık	CTDIvol	60	28		12	15	
	DLP	970	600		610	745	
Almanya	CTDIvol	60	20	15	10	15	10
	DLP	850	300	330	350	700	180
Avustralya	CTDIvol	52	23	17	10	13	26
	DLP	880	470	450	390	600	670
ABD	CTDIvol	56	28	19	13	15	
	DLP	962	562	563	469	755	
Japonya	CTDIvol	85			15	20	
	DLP	1350			550	1000	

2.3.8 Türkiye’de Radyasyon Doz Çalışmaları

Ülkemiz verileri değerlendirildiğinde, BT ilişkili radyasyon dozlarıyla ilgili iki çalışma dikkat çekici bulunmuştur. Bu çalışmalardan biri 2013 yılında Parmaksız ve arkadaşları tarafından yapılmış olup abdominal BT incelemeleri için ortalama etkin doz, uluslararası değerlerin yaklaşık 3 katı kadar yüksek bulunmuştur (100). BT radyasyon dozlarıyla ilgili ikinci çalışma ise Ataç ve arkadaşları tarafından 2013 yılında yayınlanmış olan ulusal DRS çalışmasıdır (2). Bu çalışma Türkiye’de şu ana kadar yapılmış ilk ve tek DRS çalışmasıdır. Bu çalışmada erişkin ve pediatrik hasta grupları için sınırlı sayıda BT protokolü çalışmaya dahil edilmiştir. Erişkinler için beyin, toraks, yüksek rezolüsyonlu bilgisayarlı tomografi (YRBT), abdominal ve pelvik BT incelemeleri için DRS değerleri CTDIvol değeri verilerek belirlenmiştir. Sık kullanılan birçok BT protokolü çalışmaya dahil edilmemiştir. Ayrıca DLP değerleri üzerinden belirlenmiş DRS değerleri bulunmamaktadır.

Ataç ve arkadaşlarının yayınlamış olduğu çalışmada, DRS değerleri erişkinler için beyin BT incelemelerinde, pediatrik yaş gruplarında çalışmaya dahil edilen tüm BT inceleme protokolleri için uluslararası standart değerlerle karşılaştırıldığında yüksek bulunmuş, doz optimizasyonuna ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmaların takibinde, ülkemizde uluslararası standartların üzerinde radyasyon dozları tespit edilen BT protokolleri için doz optimizasyonuna yönelik herhangi bir çalışma üretilmemiştir. Bu çalışmada üzerinde önemle durulan eksiklikler arasında, çalışmaya katılan sağlık merkez sayısının beklenenden az olması, doz verilerinin uzun sürede toplanması ve eksik veri akışı olduğu yazarlar tarafından belirtilmiştir. Ülkemizde BT incelemeleri için radyasyon dozu optimizasyonuna yönelik yeterli çalışma bulunmamasının sebeplerinden biri heterojen hasta gruplarında, BT çekim parametreleri ve dozimetrik ölçütler gibi verilerin toplanmasındaki güçlüklerdir. Bu güçlüklerin internet-bulut tabanlı veri toplama sistemleriyle çözülebileceği de belirtilmiştir.

2.3.9 Otomatik Doz Veri Toplama Yöntemleri

Doz çalışmalarında veriler manuel olarak gerçekleştirilen anketler ile toplanabileceği gibi otomatik veri toplama yöntemleri kullanılarak da elde edilebilir. Manuel olarak gerçekleştirilen anketlerden gelen eksik veriler ve veri toplama sürecinin oldukça uzun sürmesi nedeniyle gündeme otomatik doz veri toplama sistemleri gelmiş ve birçok firma çekim sonrası doz takiplerini kolaylaştıran yazılımlar geliştirmiştir.

Çekim sonrası doz takiplerini kolaylaştırıcı yazılımlar heterojen hasta gruplarında demografik verilerin ve farklı BT çekim protokolleri için BT çekim parametreleri ve

dozimetrik ölçütlerin bir arada toplanmasını, sınıflandırılmasını ve sunulmasını, özetle bu verilerin biyoistatistiğinin yapılmasını kolaylaştırmaktadır. Ayrıca, bu geniş veri tabanlarının periyodik biyoistatistiksel analizi ve analiz sonuçlarının yayınlanması radyasyon doz takibi ve radyasyon dozu optimizasyonu için kılavuzların güncellenmesinde oldukça önemlidir. Bu yazılımların kullanılmasının kurumsal, bölgesel ve ulusal DRS çalışmalarında ve doz optimizasyonunda büyük rol oynayacağı düşünülmektedir.

BT cihazı üretici firmalar tarafından geliştirilen bu yazılımların başlıcaları Teamplay (Siemens), DOSE platform (AGFA), Enterprise Platform (Radimetrics), DoseWatch Explore (General Electric) ve DoseWise Portal (Philips), DoseTrack (Sectra), CT Vitality (Toshiba) adlarıyla bilinmektedir.

Bulut tabanlı otomatik doz veri takip uygulamaları, radyasyon dozlarını izlemek için doz verilerine kolay erişim sağlarlar. Bu sistemler istenilen görüntüleme yöntemlerine, protokollere, demografik verilere ve tarihlere göre veri analizlerine olanak sağlar. Bu uygulamalar çekim türü ve hedef bölgeye göre kullanılan protokollere genel bir bakış sunar (101). Bu yazılımlar kısa sürede doz analizine izin vererek doz aşım süreçlerini görünür hale getirirler. Böylece alınması gereken önlemler en kısa sürede alınarak doz optimizasyonu gerçekleştirilir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Doz Verilerinin Seçilmesi

Çalışmaya, 1 Ocak 2020-31 Aralık 2020 tarihleri arasında Başkent Üniversitesi Hastaneleri'nde 18 yaşından büyük hastalarda çekilmiş BT tetkiklerinden elde edilen doz verileri dahil edilmiştir. Doz verilerinin değerlendirileceği BT tetkikleri merkezlerimizde en sık uygulanan ve literatürde yayınlanmış DRS değerleri bulunan tetkiklerden seçilmiştir. Bu tetkikler kontrastsız beyin BT, servikal vertebra BT, kontrastsız boyun BT, toraks BT, kontrastsız abdomen-pelvis BT, lomber vertebra BT, YRBT ve koroner BT anjiyografidir.

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje No: KA18/206) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

3.2 Kullanılan BT cihazları

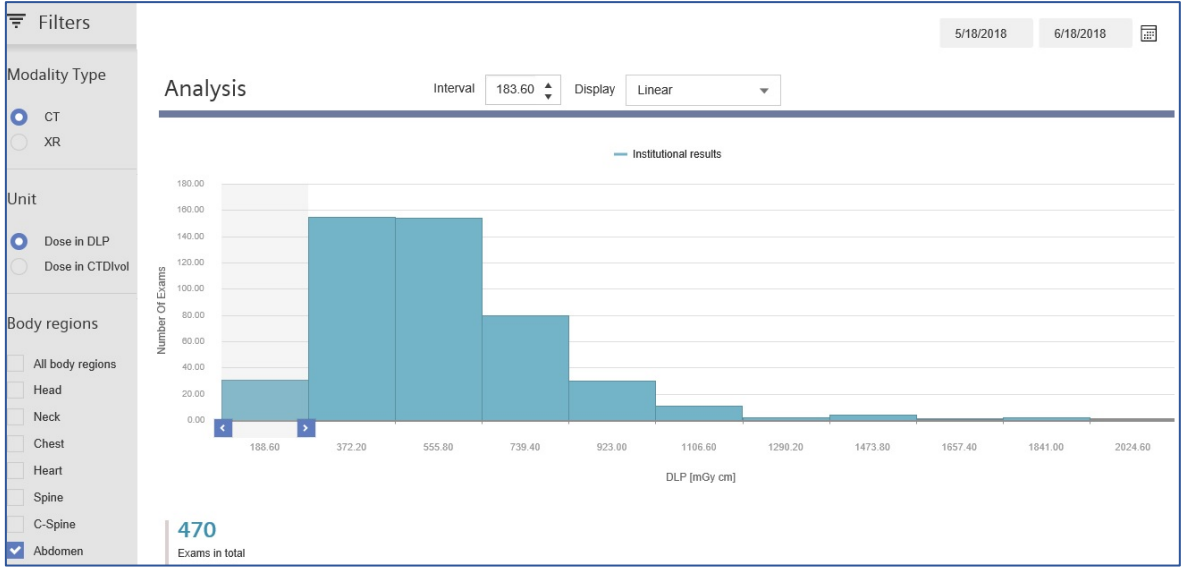
Çalışmamıza Başkent Üniversitesi'ne bağlı farklı illerde yer alan 5 merkezden 8 BT cihazı dahil edilmiştir. 1 merkezdeki BT cihazından teknik sebepler dolayısıyla eksik veri alınması nedeniyle çalışmaya dahil edilmemiştir. Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi'nde kullanılan BT cihazları arasında BT A: 3. jenerasyon dual-enerji 2x192 kesit Siemens SOMATOM FORCE (Siemens Healthcare AG, Erlangen, Germany) ve BT B: 64 kesit Siemens Somatom go.All (Siemens Healthcare AG, Erlangen, Germany) bulunmaktadır. Başkent Üniversitesi İstanbul Hastanesi Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde BT C: 64 kesit Siemens Sensation 64, (Siemens Healthcare AG, Erlangen, Germany), Başkent Üniversitesi İzmir Zübeyde Hanım Uygulama ve Araştırma Hastanesi'nde BT D: 64 kesit Siemens Definition AS 64 (Siemens Healthcare AG, Erlangen, Germany), Başkent Üniversitesi Konya Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde BT E: 64 kesit Aquilion CX (Toshiba Medical Systems, Nasu, Japan) çok kesitli BT cihazları kullanılmaktadır. Başkent Üniversitesi Adana Dr. Turgut Noyan Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde kullanılan BT cihazları arasında BT F: 64 kesit Siemens Sensation 64, (Siemens Healthcare AG, Erlangen, Germany), BT G: 16 kesit GE BrightSpeed 16 (GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA) ve BT H: GE Optima CT580 RT 16 Slice CT Scan System (GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA) bulunmaktadır (Tablo 3.1). Tüm BT cihazlarının kalite testleri ve kalibrasyonları 2019 yılı aralık ayı içerisinde tamamlanmıştır.

Tablo 3.1: Çalışmaya dahil edilen BT cihazları

BT A: 3. jenerasyon dual-enerji 192 kesit Siemens SOMATOM FORCE (Siemens Healthcare AG, Erlangen, Germany)
BT B: 64 kesit Siemens Somatom go.All (Siemens Healthcare AG, Erlangen, Germany)
BT C: 64 kesit Siemens Sensation 64, (Siemens Healthcare AG, Erlangen, Germany)
BT D: 64 kesit Siemens Definition AS 64 (Siemens Healthcare AG, Erlangen, Germany)
BT E: 64 kesit Aquilion CX (Toshiba Medical Systems, Nasu, Japan)
BT F: 64 kesit Siemens Sensation 64, (Siemens Healthcare AG, Erlangen, Germany)
BT G: 16 kesit GE BrightSpeed 16 (GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA)
BT H: GE Optima CT580 RT 16 Slice CT Scan System (GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA)

3.3 Doz Verilerinin Toplanması

Çalışmamızda 5 merkezden toplam 8 BT cihazından 1 Ocak 2020-31 Aralık 2020 tarihleri arasında 18 yaşından büyük hastalarda gerçekleştirilen 8 BT tetkiki (kontrastsız beyin BT, servikal vertebra BT, kontrastsız boyun BT, toraks BT, kontrastsız abdomen-pelvis BT, lomber vertebra BT, YRBT ve koroner BT anjiyografi) doz verileri Teamplay dijital bulut tabanlı doz takip sistemi (Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) ile toplanmıştır. Doz verileri DLP ya da CDTIvol olarak, tetkik türüne ve tarih aralığına göre filtrelenerek toplanabilmektedir (Şekil 3.1). Bu yazılımının kullanılma nedenleri arasında radyasyon doz verilerine bulut tabanlı erişim sağlayan program olması, verilere ayrıca uzaktan tarayıcı erişimi sağlanması, görüntü kalitesinin takibi yönünden çekim protokolleri ile radyasyon dozlarının eş zamanlı takip edilebilmesi, proje kapsamındaki 8 BT cihazının 5'inin Siemens olması ve üniversite-sanayi işbirliği çerçevesinde Siemens ve Siemens Sağlık A.Ş. ile Başkent Üniversitesi'nin 2016 yılından bugüne kadar kurumsal proje işbirliklerinin geliştirilmiş olması bulunmaktadır.



Şekil 3.1: Teampay doz takip sistemi

Elde edilen veriler arasında hasta numaraları, tetkikin gerçekleştirildiği tarih, tetkik protokolü, CTDIvol ve DLP değerleri, hangi merkezde çekildiği, BT cihaz modeli, yaş, cinsiyet, tarama parametreleri, tarama uzunluğu gibi birçok veri yer almakta olup hasta isimleri bulunmamaktadır. Teampay doz takip sistemi ile elde edilen verilerin bir kısmı Şekil 3.2’de gösterilmiştir. Gerçekleştirilen BT tetkiklerinden tek fazlı çekimler çalışmaya dahil edilmiş olup çok fazlı ve birden fazla bölgeyi içeren çekimler (ör: beyin-servikal vertebra BT, toraks-abdomen-pelvis gibi) dahil edilmemiştir. Teknik sebepler dolayısıyla elde edilen eksik veriler nedeniyle bir merkezden gelen veriler çalışmaya dahil edilmemiştir. BT E cihazından hastalara ait CTDIvol değerleri elde edilemediğinden sadece DLP değerleri çalışmaya dahil edilmiştir.

D	Ex	Study/Acquisition Date	Study Description	Accumulated DLP	Dose value in CTDIvol [Institution	Model	Patient Ag	Sex
1	1	2020-01-29T08:20:52	Cardiac^ADAPTIVE_70BPM_AI	383,53	21,43	BASKENT UNIVERSITESI ANKARA HAST.	SOMATOM Force	47 Y	M
2	-				0,07				
3	-				4,06				
4	-				0,65				
5	-				0,65				
6	-				2,58				
7	-				21,43				
8	2	2020-01-29T20:15:53	Head^DE_BEYINBT (Adult)	678,12	32,3	BASKENT UNIVERSITESI ANKARA HAST.	SOMATOM Force	64 Y	F
9	-				0,15				
10	-				0,15				
11	-				32,3				
12	3	2020-01-29T20:29:29	Head^DE_BEYINBT (Adult)	728,23	32,3	BASKENT UNIVERSITESI ANKARA HAST.	SOMATOM Force	38 Y	M
13	-				0,15				
14	-				32,3				
15	4	2020-01-29T20:33:46	Head^DE_BEYINBT (Adult)	705,55	32,3	BASKENT UNIVERSITESI ANKARA HAST.	SOMATOM Force	82 Y	M
16	-				0,15				
17	-				32,3				
18	5	2020-01-29T21:09:17	Head^DE_BEYINBT (Adult)	693,39	32,3	BASKENT UNIVERSITESI ANKARA HAST.	SOMATOM Force	43 Y	F
19	-				0,15				
20	-				32,3				
21	6	2020-01-29T21:12:50	Abdomen^DE_TORAKSTUMAE	1680,66	10,27	BASKENT UNIVERSITESI ANKARA HAST.	SOMATOM Force	56 Y	F

Şekil 3.2: Teampay doz takip sistemi ile elde edilen veriler

3.4 İstatistiksel Yöntem

Analizler SPSS 27.0 programı aracılığı ile yapılmıştır. BT cihazlarından elde edilen DLP ve CTDIvol doz verilerinden her tetkik için 25., 50. ve 75. persentil değerleri hesaplanmıştır. 75. persentil değeri hem DLP hem de CTDIvol olarak DRS değeri olarak belirlenmiştir.

4. BULGULAR

4.1 Demografik Özellikler ve Veri Elde Edilen Tetkik Sayıları

Doz verisi elde edilen toplam tetkik sayısı 104272'dir. Bu tetkiklerin 53819'u erkek hastalarda 50453'ü kadın hastalarda gerçekleştirilmiştir (Tablo 4.1). Tüm merkezlerden doz verisi elde edilen beyin BT tetkik sayısı 19606, servikal vertebra BT tetkik sayısı 1270, boyun BT tetkik sayısı 1606, toraks BT tetkik sayısı 50984, kontrastsız abdomen-pelvis BT tetkik sayısı 24569, lomber vertebra BT tetkik sayısı 2340, YRBT tetkik sayısı 2620 ve koroner BT anjiyografi tetkik sayısı 2162'dir (Tablo 4.1). Tek bir merkeze ait tetkik sayısı 50'den az olan incelemelere ait toplam 167 doz verisi, kilo standardizasyonu yapılamaması nedeniyle kurumsal DRS değerleri oluşturulurken dahil edilmemiştir.

Tablo 4.1: Tetkiklere göre cinsiyet dağılımı

	Beyin	Servikal Vertebra	Boyun	Toraks	Kontrastsız Abdomen-Pelvis	Lomber Vertebra	YRBT	Koroner	Tüm Tetkikler
Erkek	9152	564	1285	29341	10433	573	1332	1139	53819
Kadın	10454	706	321	21643	14136	882	1288	1023	50453
Toplam	19606	1270	1606	50984	24569	2340	2620	2162	104272

Olguların ortalama yaşı 58,4 olup, olgulara ait yaş aralığı 18 ile 103 yaş arasında değişmektedir. Her bir tetkik için olgulara ait yaş özellikleri Tablo 4.2'de verilmiştir.

Tablo 4.2: Tetkiklere göre olguların yaş özellikleri

	Beyin	Servikal Vertebra	Boyun	Toraks	Kontrastsız Abdomen-Pelvis	Lomber Vertebra	YRBT	Koroner	Tüm Tetkikler
Maksimum Yaş	103	86	90	103	98	93	89	88	103
Minimum Yaş	18	20	18	18	18	19	21	20	18
Ortalama Yaş	61,5	59,1	56,8	57,7	56,2	62,1	55,8	56,6	58,4
Standart Sapma	17,9	16,2	15,5	16,9	16,7	15,2	16,9	13	17,2
Medyan	65	61	59	60	58	65	58	57	61

4.2 Kontrastsız Beyin BT Kurumsal DRS Değeri

Gerçekleştirilen kontrastsız beyin BT tetkiklerinden BT A cihazında 2662, BT B cihazında 1981, BT C cihazında 1030, BT D cihazında 748, BT E cihazında 2795, BT F cihazında 9353, BT G cihazında 951, BT H cihazında 86 olgudan doz verileri toplanmıştır. Kurumsal DRS değerleri 839 (DLP) ve 41,2 (CTDIvol) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen beyin BT tetkik sayıları ile DLP(mGy.cm), ED(Sv) ve CTDIvol(mGy) doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3: Kontrastsız beyin BT tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri

	BT A	BT B	BT C	BT D	BT E	BT F	BT G	BT H	Kurumsal
Tetkik Sayısı	2662	1981	1030	748	2795	9353	951	86	19606
DLP %25	649,6	461,6	687,0	763,5	1334,9	701,0	1042,5	504,3	673,3
DLP %50	690,3	538,1	715,0	841,7	1365,6	752,8	1148,2	659,8	752,2
DLP %75 (DRS)	831,2	890,8	755,0	933,9	1426,0	806,2	1284,3	767,5	839,0
ED %25	1,4	0,8	1,6	1,6	1,0	1,5	0,5	0,4	1,4
ED %50	1,7	1,2	2,9	1,8	1,3	1,6	0,7	0,6	1,6
ED %75	2,5	2,9	3,5	2,0	1,6	1,8	1,0	0,8	1,8
CTDIvol %25	32,2	25,9	38,1	48,0		36,5	59,2	28,1	33,7
CTDIvol %50	32,8	29,6	43,3	52,6		38,4	64,8	32,3	38,1
CTDIvol %75 (DRS)	43,3	50,7	45,1	57,0		40,3	70,3	40,9	41,2

4.3 Servikal Vertebra BT Kurumsal DRS Değeri

Gerçekleştirilen servikal vertebra BT tetkiklerinden BT A cihazında 325, BT B cihazında 221, BT C cihazında 57, BT D cihazında 31, BT E cihazında 50, BT F cihazında 544, BT G cihazında 34, BT H cihazında 8 olgudan doz verileri toplanmıştır. BT D, BT G ve BT H cihazlarında elde edilen tetkik sayısı 50'den az olduğundan kurumsal DRS değerleri oluşturulurken dahil edilmemiştir. Kurumsal DRS değerleri 530,6 (DLP) ve 19,8 (CTDIvol) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen beyin BT tetkik sayıları ile doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri Tablo 4.4'te verilmiştir.

Tablo 4.4: Servikal vertebra BT tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri

	BT A	BT B	BT C	BT D	BT E	BT F	BT G	BT H	Kurumsal
Tetkik Sayısı	325	221	57	31	50	544	34	8	1197
DLP %25	176,4	399,7	309,0	146,8	498,5	286,5	462,3	52,7	250,8
DLP %50	252,5	497,0	481,0	265,4	634,5	353,3	570,5	127,6	379,4
DLP %75 (DRS)	503,1	706,3	727,0	393,7	1133,2	402,9	657,5	418,0	530,6
ED %25	2,7	2,4	5,4	2,3	8,9	4,3	2,7	2,2	3,3
ED %50	3,4	3,2	8,5	4,0	11,3	5,5	3,6	2,8	5,3
ED %75	9,2	13,1	11,5	13,3	20,2	6,4	4,3	3,3	8,9
CTDIvol %25	7,0	18,8	13,0	8,2		15,3	17,8	10,9	10,7
CTDIvol %50	8,6	22,8	16,0	16,0		17,1	23,3	21,5	16,2
CTDIvol %75 (DRS)	13,1	28,3	19,7	26,0		19,4	24,8	34,1	19,8

4.4 Kontrastsız Boyun BT Kurumsal DRS Değeri

Gerçekleştirilen kontrastsız boyun BT tetkiklerinden BT A cihazında 89, BT B cihazında 22, BT C cihazında 50, BT D cihazında 60, BT E cihazında 50, BT F cihazında 314, BT G cihazında 612, BT H cihazında 409 olgudan veri toplanmıştır. BT B cihazında elde edilen tetkik sayısı 50'den az olduğundan kurumsal DRS değerleri oluşturulurken dahil edilmemiştir. Kurumsal DRS değerleri 431,9 (DLP) ve 15,5 (CTDIvol) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen beyin BT tetkik sayıları ile doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4.5: Kontrastsız boyun BT tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri

	BT A	BT B	BT C	BT D	BT E	BT F	BT G	BT H	Kurumsal
Tetkik Sayısı	89	22	50	60	50	314	612	409	1584
DLP %25	180,5	209,9	305,0	145,0	1159,8	387,5	249,2	194,2	236,3
DLP %50	205,6	294,8	406,0	192,6	1467,4	442,1	277,7	227,9	287,7
DLP %75 (DRS)	226,8	315,7	458,5	646,0	2408,9	529,6	346,3	262,4	431,9
ED %25	1,1	2,3	1,5	1,0	20,6	4,5	2,5	1,5	1,9
ED %50	2,3	3,5	2,8	2,6	26,1	8,4	3,3	2,8	3,9
ED %75	3,5	4,1	4,9	14,6	36,1	18,5	5,1	6,4	9,1
CTDIvol %25	6,3	8,4	8,1	7,1		13,4	8,1	6,1	7,9
CTDIvol %50	7,2	10,4	11,4	8,7		16,1	8,7	7,2	9,3
CTDIvol %75 (DRS)	7,8	12,6	13,2	13,5		19,3	10,1	12,5	15,5

4.5 Toraks BT Kurumsal DRS Değeri

Gerçekleştirilen toraks BT tetkiklerinden BT A cihazında 8703, BT B cihazında 8639, BT C cihazında 3000, BT D cihazında 4105, BT E cihazında 8395, BT F cihazında 9567, BT G cihazında 4456, BT H cihazında 4119 olgudan veri toplanmıştır. Kurumsal DRS değerleri 364,8 (DLP) ve 9,3 (CTDIvol) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen beyin BT tetkik sayıları ile doz verilerine ait 25, 50 ve 75 percentil değerleri Tablo 4.6’da verilmiştir.

Tablo 4.6: Toraks BT tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 percentil değerleri

	BT A	BT B	BT C	BT D	BT E	BT F	BT G	BT H	Kurumsal
Tetkik Sayısı	8703	8639	3000	4105	8395	9567	4456	4119	50984
DLP %25	100,9	134,2	166,0	154,6	350,3	186,9	271,6	334,6	160,3
DLP %50	132,4	170,2	175,0	199,5	520,8	238,0	349,9	435,7	230,6
DLP %75 (DRS)	173,2	211,8	185,5	259,8	696,6	304,7	575,4	561,5	364,8
ED %25	1,4	2,0	2,2	2,1	6,2	2,6	4,0	5,8	2,3
ED %50	1,8	2,5	2,3	2,7	9,3	3,3	6,4	8,7	3,3
ED %75	2,4	3,2	2,4	3,6	12,4	4,1	13,6	14,5	5,7
CTDIvol %25	2,7	3,8	4,5	4,7		5,7	7,3	8,2	4,3
CTDIvol %50	3,6	4,8	5,5	6,1		7,4	9,6	10,6	6,0
CTDIvol %75 (DRS)	4,8	6,0	6,5	8,0		9,8	15,6	12,1	9,3

4.6 Kontrastsız Abdomen-Pelvis BT Kurumsal DRS Değeri

Gerçekleştirilen kontrastsız abdomen-pelvis BT tetkiklerinden BT A cihazında 6085, BT B cihazında 3207, BT C cihazında 1030, BT D cihazında 542, BT E cihazında 1920, BT F cihazında 4596, BT G cihazında 3544, BT H cihazında 3645 olgudan veri toplanmıştır. Kurumsal DRS değerleri 588,9 (DLP) ve 11,2 (CTDIvol) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen beyin BT tetkik sayıları ile doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri Tablo 4.7’da verilmiştir.

Tablo 4.7: Kontrastsız Abdomen-Pelvis tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri

	BT A	BT B	BT C	BT D	BT E	BT F	BT G	BT H	Kurumsal
Tetkik Sayısı	6085	3207	1030	542	1920	4596	3544	3645	24569
DLP %25	325,7	339,8	265,0	419,0	1609,0	282,4	356,3	353,8	319,5
DLP %50	416,9	382,0	412,0	536,1	2346,6	353,8	525,6	509,0	426,7
DLP %75 (DRS)	531,3	419,5	451,0	665,7	3438,6	460,4	689,9	638,5	588,9
ED %25	12,5	7,3	4,3	6,6	24,2	5,2	8,4	5,9	7,4
ED %50	16,8	11,9	7,8	8,5	35,2	9,4	11,9	8,4	12,1
ED %75	21,6	13,4	13,2	10,4	51,7	13,9	18,8	10,5	18,6
CTDIvol %25	7,1	7,8	4,7	11,0		5,8	7,1	7,1	6,5
CTDIvol %50	8,8	9,7	8,1	12,8		7,0	10,5	9,9	8,1
CTDIvol %75 (DRS)	10,8	11,6	9,4	15,1		8,9	13,5	11,5	11,2

4.7 Lomber Vertebra BT Kurumsal DRS Değeri

Gerçekleştirilen lomber vertebra BT tetkiklerinden BT A cihazında 303, BT B cihazında 165, BT C cihazında 50, BT D cihazında 174, BT E cihazında 100, BT F cihazında 594, BT G cihazında 52, BT H cihazında 17 olgudan veri toplanmıştır. BT H cihazında elde edilen tetkik sayısı 50'den az olduğundan kurumsal DRS değerleri oluşturulurken dahil edilmemiştir. Kurumsal DRS değerleri 713 (DLP) ve 24,3 (CTDIvol) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen beyin BT tetkik sayıları ile doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri Tablo 4.8'de verilmiştir.

Tablo 4.8: Lomber vertebra BT tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri

	BT A	BT B	BT C	BT D	BT E	BT F	BT G	BT H	Kurumsal
Tetkik Sayısı	303	165	50	174	100	594	52	17	1438
DLP %25	245,1	651,3	590,0	369,0	1312,4	435,0	348,7	630,5	384,7
DLP %50	309,1	750,1	689,2	457,6	1826,9	559,2	621,5	695,8	536,6
DLP %75 (DRS)	422,7	1070,2	967,6	659,9	2347,4	699,9	745,5	842,2	713,0
ED %25	3,3	9,8	8,9	5,4	23,4	6,8	3,3	4,1	5,6
ED %50	4,3	11,7	10,8	6,9	32,5	8,7	4,1	10,4	8,0
ED %75	5,9	16,1	15,4	10,0	39,7	11,0	5,0	12,0	11,0
CTDIvol %25	8,5	22,2	20,1	16,7		17,4	11,0	24,2	14,7
CTDIvol %50	10,5	26,3	23,5	21,4		21,1	17,7	24,6	19,6
CTDIvol %75 (DRS)	12,8	31,1	28,1	24,4		25,1	24,4	25,7	24,3

4.8 Yüksek Rezolüsyonlu Bilgisayarlı Tomografi Kurumsal DRS Değeri

Gerçekleştirilen YRBT tetkiklerinden BT A cihazında 242, BT B cihazında 197, BT C cihazında 30, BT D cihazında 25, BT E cihazında 75, BT F cihazında 1818, BT G cihazında 166, BT H cihazında 67 olgudan veri toplanmıştır. BT C ve BT D cihazlarında elde edilen tetkik sayısı 50'den az olduğundan kurumsal DRS değerleri oluşturulurken dahil edilmemiştir Kurumsal DRS değerleri 326 (DLP) ve olarak 9,5 (CTDIvol) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen beyin BT tetkik sayıları ile doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri Tablo 4.8'de verilmiştir.

Tablo 4.9: YRBT tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri

	BT A	BT B	BT C	BT D	BT E	BT F	BT G	BT H	Kurumsal
Tetkik Sayısı	242	197	30	25	75	1818	166	67	2565
DLP %25	108,9	189,4	95,0	42,3	698,9	213,4	506,4	966,4	204,2
DLP %50	146,5	237,1	132,0	138,2	780,1	257,5	521,3	1049,9	256,4
DLP %75 (DRS)	208,5	300,9	156,0	203,8	896,8	315,9	693,3	1121,8	326,0
ED %25	1,5	2,7	1,1	0,6	12,4	2,8	6,6	12,6	2,8
ED %50	2,1	3,4	1,2	1,9	13,9	3,4	6,8	13,7	3,5
ED %75	3,8	4,8	1,3	2,7	16,0	4,2	9,0	15,0	4,4
CTDIvol %25	2,9	5,2	2,7	1,4		6,5	14,0	26,6	6,1
CTDIvol %50	3,9	6,6	2,9	4,2		7,8	14,4	27,8	7,5
CTDIvol %75 (DRS)	5,5	8,4	3,4	6,2		9,5	19,0	29,8	9,5

4.9 Koroner BT Anjiyografi Kurumsal DRS Değeri

Gerçekleştirilen koroner BT anjiyografi tetkiklerinden BT A cihazında 946, BT C cihazında 430, BT D cihazında 686, BT E cihazında 100 olgudan veri toplanmıştır. Diğer cihazlarda gerçekteştirilen koroner BT anjiyografi doz verileri elde edilememiştir. Kurumsal DRS değerleri 642,3 (DLP) ve olarak 33,4 (CTDIvol) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen beyin BT tetkik sayıları ile doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri Tablo 4.9'da verilmiştir.

Tablo 4.10: Koroner BT Anjiyografi tetkik sayıları, doz verilerine ait 25, 50 ve 75 persentil değerleri

	BT A	BT C	BT D	BT E	Kurumsal
Tetkik Sayısı	946	430	686	100	2162
DLP %25	103,0	467,0	189,3	1347,5	190,1
DLP %50	278,3	503,0	249,1	1692,7	405,8
DLP %75(DRS)	509,0	613,5	408,3	1843,2	642,3
ED %25	1,9	6,5	3,2	24,0	3,3
ED %50	5,1	7,2	4,3	30,1	6,1
ED %75	9,9	8,7	6,3	32,8	10,4
CTDIvol %25	5,9	32,2	13,3		11,9
CTDIvol %50	17,9	33,5	17,4		26,1
CTDIvol %75(DRS)	32,2	36,8	30,4		33,4

5. TARTIŞMA

İyonizan radyasyonun canlılar üzerindeki zararlı etkilerinin anlaşılmasıyla birlikte radyasyondan korunma önemli bir konu haline gelmiştir. ALARA prensibi gereğince radyasyon maruziyeti en aza indirilmelidir. Canlılar hem doğal kaynaklardan hem de yapay kaynaklardan radyasyona maruz kalmaktadır. Yapay kaynaklar arasında radyasyon maruziyetinde en büyük paya sahip olan iyonizan radyasyon içeren tıbbi görüntüleme yöntemlerinin kontrollü bir şekilde kullanılması oldukça önem arz etmektedir. Yapılan birçok çalışmada maruz kalınan radyasyon miktarlarında aynı tetkik için büyük farklılıkların fark edilmesiyle iyonizan tetkiklerin doz optimizasyonu elzem hale gelmiştir. Bu bağlamda birçok ülkede doz optimizasyon çalışmaları yapılmış ve doz düşürme stratejileri geliştirilmiştir.

ICRP iyonizan radyasyon içeren tıbbi görüntüleme yöntemlerinin optimizasyonu için DRS kavramını geliştirmiş ve her tetkik için DRS belirleme kılavuzları yayınlamıştır. DRS'lerin kullanımı radyolojik prosedürlerin yol açtığı radyasyon maruziyetini azalttığı birçok çalışmada gösterilmiştir (102). Birçok ülke aralıklı olarak DRS çalışmaları gerçekleştirerek doz optimizasyon sürecini devam ettirmektedir.

DRS değerlerinin nasıl oluşturulması gerektiğini ICRP 2017 yılında Yayın 135'te ayrıntılı bir şekilde belirtmiş ve önerilerde bulunmuştur (1). ICRP, ulusal DRS çalışmalarında hasta doz verilerinin yeterli iş yüküne sahip orta ve büyük ölçekli sağlık kuruluşlarından elde edilmesini önermektedir. Büyük ülkeler için otomatik veri toplama sistemi yoksa eğer, ülkedeki tüm sağlık kurumlarının küçük bir kısmının rastgele seçilmesi ile elde edilen verilerin ulusal DRS değerlerini belirlemede kullanılabileceği, başlangıçta 20-30 sağlık kurumundan elde edilen sonuçların yeterli olabileceği belirtilmiştir.

Ülkemizde ilk DRS çalışması Ataç ve arkadaşları tarafından 200 cihazdan elde edilen BT doz verilerinin toplanmasıyla gerçekleştirilmiştir (93). Ulusal doz optimizasyon çalışmaları için oldukça önemli olan bu çalışmanın aralıklı olarak yenilenmesi ve ulusal DRS değerlerinin güncellenmesi gerekmektedir. ICRP önerilerine göre, çoğu hastanede düzenli olarak doz çalışmaları gerçekleştirilmiyorsa, yeterli iş yüküne sahip tek bir büyük hastaneden gelen veriler kullanılarak DRS çalışmalarının gerçekleştirilebileceği belirtilmiştir. Kılavuzda yeterli iş yüküne sahip hastane ayrıntılı olarak tanımlanmamıştır. Başkent Üniversitesi'ne bağlı 5 merkezde hasta çeşitliliği ve BT tetkik sayısı göz önünde

bulundurulduğunda, çalışmamızda BT tetkikleri için kurumsal DRS değerleri belirlenmiş olsa da gelecekte yapılacak olan geniş çaplı ulusal DRS çalışmaları için elde ettiğimiz DRS değerlerinin referans değerler olarak kullanılabilceğini düşünmekteyiz.

ICRP'nin 2017 kılavuzuna göre, doz optimizasyon çalışmalarının ilk aşaması hangi tetkiklerin ve prosedürlerin DRS seviyelerinin belirleneceğine karar vermektir (1). En sık uygulanan ve en çok radyasyon maruziyetine sebep veren tetkiklerin seçilmesine dikkat edilmesi gerektiği belirtilmiştir. Çalışmamızda tıbbi görüntüleme yöntemleri arasında doz maruziyetinin önemli bir kısmından sorumlu olması nedeniyle öncelikli olarak DRS değerlerinin oluşturulması gerektiğini düşündüğümüz görüntüleme yöntemi BT olmuştur.

BT için önerilen DRS birimleri CTDIvol ve DLP'dir (1). Ataç ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen çalışmada erişkin ve pediatrik hasta grupları için sınırlı sayıda BT protokolü çalışmaya dahil edilmiştir. Erişkinler için beyin, toraks, YRBT, abdominal ve pelvik BT incelemeleri için DRS değerleri CTDIvol değeri verilerek belirlenmiştir (93). Doz radyasyon maruziyetine sebep olan birçok BT tetkiki çalışmaya dahil edilmemiş ve dahil edilen tetkiklerin DLP değerleri üzerinden belirlenmiş DRS değerleri bulunmamaktadır. Çalışmamızda en sık gerçekleştirilen BT tetkiklerinin hem CTDIvol hem de DLP birimleri üzerinden DRS değerleri belirlenmiştir.

ICRP önerilerine göre bir sağlık merkezinde belirli bir BT tetkiki için en az 30 hasta verisi olmalıdır. 50'den daha az hastadan veri alınıyorsa, dahil edilen yetişkin hastalar için bazı ağırlık standardizasyonu gereklidir. ICRP 60 ila 80 kg arasında (ortalama 70 ± 5 kg) ağırlıkta olan hastaların dahil edilmesini önermektedir (1). 50'den az sayıda gerçekleştirilen tetkikler kurumsal DRS değerleri oluşturulurken ağırlık standardizasyonu gerçekleştirilemediğinden dahil edilmemiştir. ICRP çok sayıda hasta verisi sağlayabilen otomatik veri toplama sistemleri kullanıldığında hastaların ağırlık standardizasyonuna göre seçilmesinin gerekmediğini belirtmiştir (1). Bu sistemlerin kullanılması halinde tüm veriler DRS çalışmasına dahil edilir. Çalışmamızda 50'den fazla gerçekleştirilen tüm BT tetkik doz verileri otomatik doz veri toplama sistemlerinden olan Teamplay (Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) kullanılarak elde edilmiş ve ağırlık standardizasyon ihtiyacı duyulmadan çalışmaya dahil edilmiştir.

Sağlık merkezlerinin kendi doz verilerini karşılaştıracığı DRS değerleri oluşturulması ile her merkez kendi doz verilerinin yüksek olup olmadığını kontrol ederek

doz optimizasyon sürecine devam eder. Çalışmamızda tüm merkezlerimizde elde edilen her tetkik için BT dozlarının medyan değerleri, kurumsal DRS değerleri ve daha önce yayınlanmış çalışmaların DRS değerleriyle karşılaştırılarak yüksek doz uygulamaları belirlenmiş ve gerekli optimizasyon süreçleri başlatılmıştır. Bu süreçler çalışmamızın hedefinin dışında olduğundan tartışmada yer verilmemiştir.

DRS değerleri, temsili sağlık merkezlerinden elde edilen ortanca değerlerin yüzde 75'i olarak belirlenmektedir. ICRP önerilerine göre ulusal ve bölgesel DRS değerleri, teknolojide önemli değişiklikler oldukça, yeni görüntüleme protokoller uygulandıkça ve düzenli aralıklarla 3-5 yıl veya daha sık aralıklarla yenilenmeli, DRS değerlerini belirleme ve güncelleştirme işlemleri dinamik olmalıdır. Kurumumuzda BT DRS çalışmalarını önümüzdeki süreçte yenilemeyi ve diğer radyasyon içeren görüntüleme yöntemlerinde de gerçekleştirmeyi hedeflemekteyiz. Bu amaç doğrultusunda doz veri toplama sürecimiz bulut tabanlı doz takip sistemi kullanılarak kesintisiz olarak devam etmektedir.

Pediyatrik yaş grubunun radyasyon zararlarının yetişkinlere nazaran daha hassas olmaları nedeniyle radyasyon doz optimizasyonları ayrı bir önem taşımaktadır (88). Çocuklarda kilo prematüre bir bebekten obez bir ergene kadar 100 kata kadar fazla değişebileceğinden, pediyatrik görüntülemeler için DRS değerlerinin belirlenmesinde vücut görüntülemeleri için ağırlık aralıklarının kullanılması tavsiye edilmektedir. Hastanelerimizde gerçekleştirdiğimiz pediyatrik BT tetkiklerinde hastalara ait kilo bilgileri olmaması nedeniyle pediyatrik BT tetkiklerine yönelik DRS çalışması gerçekleştirilememiştir.

Ataç ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen DRS çalışmasında belirtildiği gibi doz verilerinin toplanmasında yaşanabilecek zorluklar ve eksik veri akışı otomatik doz takip yazılımlarıyla aşılabılır (2). Çalışmamızda Teamplay dijital bulut tabanlı doz takip sistemi (Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) kullanılarak veri kaybı olmadan, kısa sürede radyasyon doz analizleri gerçekleştirilebilmiştir. Bu yazılımların kullanılması verilerin daha kısa süreçte, daha az veri kaybıyla ve yansız bir şekilde toplanmasını mümkün kılmıştır. Ayrıca bu yazılımlar veri analizlerinin daha hızlı ve kolay bir şekilde gerçekleştirilmesine olanak sağlamaktadır. Ülkemizde gerçekleştirilecek olan DRS çalışmalarında bu yazılımların oldukça önemli rol üstleneceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda tıbbi görüntüleme yöntemleri arasında radyasyon maruziyetinde en büyük paya sahip olan BT’de, Başkent Üniversitesi bünyesindeki 8 merkezde en sık çekilen tetkikler için kurumsal DRS değerleri belirlenmiştir. Her bir BT tetkiki için merkezlerimizde elde ettiğimiz doz medyan değerleri kurumsal ve yayınlanmış diğer ülke DRS değerleriyle karşılaştırılarak ilgili başlıklarda tartışılmıştır.

5.1 Kontrastsız Beyin BT Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması

Kontrastsız beyin BT akut mental durum değişikliği, nöbet, akut nörolojik defisit, akut baş ağrısı ve nörolojik bulguları olan akut olmayan baş ağrısı gibi birçok endikasyonda sıkça kullanılan, oldukça yararlı bir görüntüleme yöntemidir. Kontrastsız beyin BT, akut intrakranial kanamaların değerlendirilmesinde ve kalsifikasyonların tespitinde manyetik rezonans görüntülemeye (MRG) göre üstündür. Bu nedenle akut travma, intrakraniyal kanama, ventriküler şantların değerlendirilmesinde ve beyin cerrahisi sonrası takip gibi birçok klinik durumda beyin BT oldukça sık kullanılır(103-108).

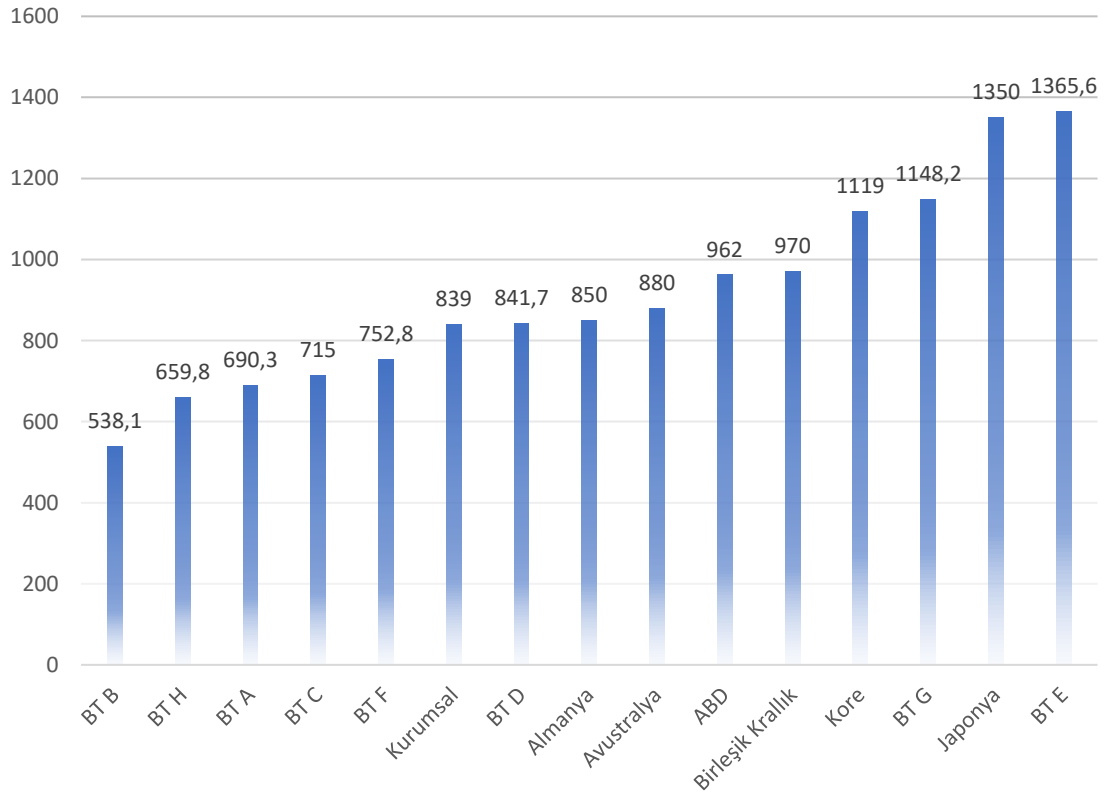
Kurumsal DRS değerleri 41,2 (CTDIvol) ve 839 (DLP) olarak hesaplanmıştır. Kurumsal DRS değerleri diğer çalışmalarda elde edilen DRS değerlerinden düşük bulunmuştur. Kontrastsız beyin BT kurumsal DRS değerleri ile daha önceden yayınlanmış olan ulusal DRS değerleri Tablo 5.1’de özetlenmiştir.

8 BT cihazından elde edilen medyan değerlerin diğer çalışmalarda belirlenen DRS değerleri ile karşılaştırıldığında BT E ve G cihazlarında doz verilerinin yüksek olduğu görülmektedir. BT cihazlarından elde edilen kontrastsız beyin BT medyan DLP ve CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırıldığı grafikler Şekil 5.1 ve Şekil 5.2’de gösterilmiştir.

Tablo 5.1: Kontrastsız beyin BT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması

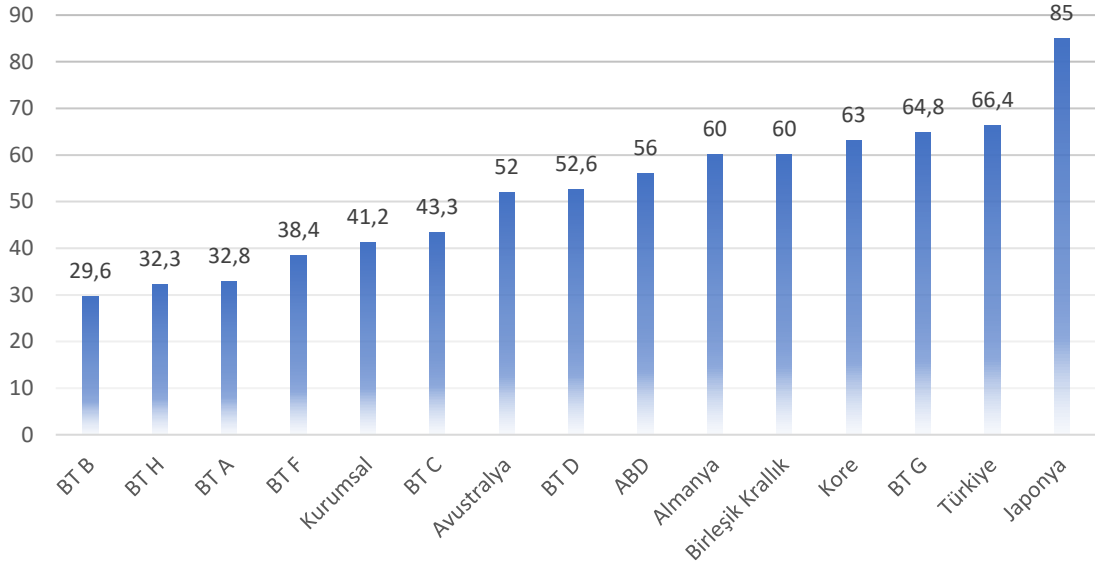
Başkent Üniversitesi Hastaneleri	CTDIvol	41,2
	DLP	839
Türkiye(2)	CTDIvol	66.4
	DLP	
Kore	CTDIvol	63
	DLP	1119
Birleşik Krallık	CTDIvol	60
	DLP	970
Almanya	CTDIvol	60
	DLP	850
Avustralya	CTDIvol	52
	DLP	880
ABD	CTDIvol	56
	DLP	962
Japonya	CTDIvol	85
	DLP	1350

DLP



Şekil 5.1: BT cihazlarından elde edilen kontrastsız beyin BT medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

CTDIVOL



Şekil 5.2: BT cihazlarından elde edilen kontrastsız beyin BT medyan CTDIVol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIVol DRS değerlerinin karşılaştırılması

5.2 Servikal Vertebra BT Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması

Servikal vertebra BT, akut travma değerlendirilmesinde, vertebra kompresyon fraktürlerinin hem akut hem kronik evrede değerlendirmede, dejeneratif hastalıkların, osteoartritlerin değerlendirilmesinde, inflammatuar ve enfeksiyöz süreçlerin değerlendirilmesinde, skolyoz, spondilolizis, spondilolistezis gibi patolojilerin incelenmesinde, postoperatif değerlendirmelerde, neoplastik süreçlerde, konjenital anomalilerin değerlendirilmesinde sıkça kullanılmaktadır(109-114).

Kurumsal DRS değerleri 530,6 (DLP) ve 19,8 (CTDIVol) olarak hesaplanmıştır. Kurumsal DLP DRS değerlerinin Almanya, Kore ve Avustralya ulusal DRS değerlerinden yüksek, ABD ve Birleşik Krallık DRS değerlerinden düşük olduğu görülmüştür. Kurumsal CTDIVol DRS değerinin Kore ulusal DRS değerinden yüksek, Almanya Avustralya, Birleşik Krallık ve ABD ulusal DRS değerlerinden düşük olduğu saptanmıştır. Kurumsal CTDIVol DRS değerlerinin DLP DRS değerlerine oranla daha düşük olduğu görülmüştür. DLP ölçümlerinin tarama uzunluğu ile ilişkili olması nedeniyle bu durum kurumumuzda gerçekleştirilen servikal BT tetkiklerinin tarama uzunluğunun daha fazla olmasıyla

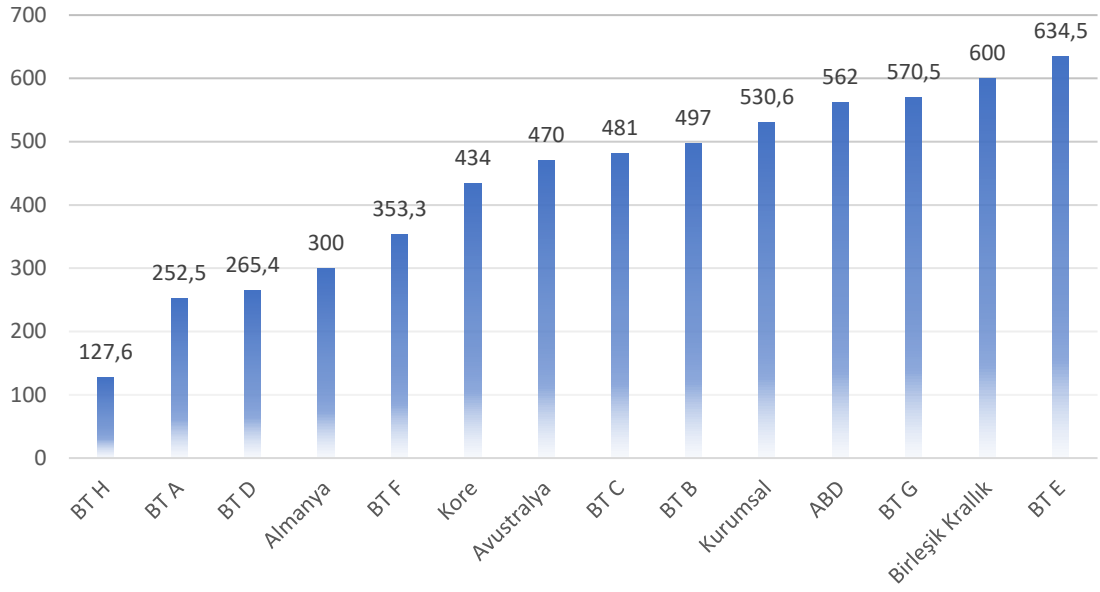
açıklanabileceği düşünülmüştür. Servikal vertebra BT kurumsal DRS değerleri ile daha önceden yayınlanmış olan ulusal DRS değerleri Tablo 5.2’de özetlenmiştir.

8 BT cihazından elde edilen medyan değerlerin diğer çalışmalarda belirlenen DRS değerleri ile karşılaştırıldığında BT E ve G cihazlarında doz verilerinin yüksek olduğu görülmektedir. BT cihazlarından elde edilen servikal vertebra BT medyan DLP ve CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırıldığı grafikler Şekil 5.3 ve Şekil 5.4’te gösterilmiştir.

Tablo 5.2: Servikal vertebra BT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması

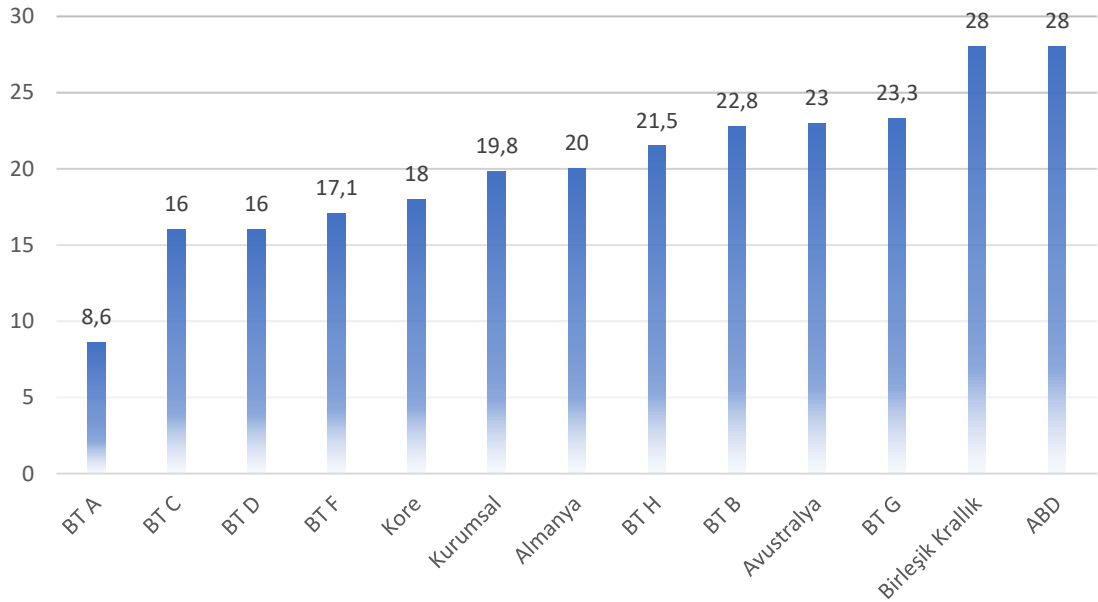
Başkent Üniversitesi Hastaneleri	CTDIvol	19,8
	DLP	530,6
Kore	CTDIvol	18
	DLP	434
Birleşik Krallık	CTDIvol	28
	DLP	600
Almanya	CTDIvol	20
	DLP	300
Avustralya	CTDIvol	23
	DLP	470
ABD	CTDIvol	28
	DLP	562

DLP



Şekil 5.3: BT cihazlarından elde edilen servikal vertebra BT medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

CTDIVOL



Şekil 5.4: BT cihazlarından elde edilen servikal vertebra BT medyan CTDivol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDivol DRS değerlerinin karşılaştırılması

5.3 Kontrastsız Boyun BT Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması

Boyun BT konjenital anomalilerin, benign ve malign neoplazmların, vasküler patolojilerin, hemoraji/epistaksisin, travmaların değerlendirilmesinde ve radyoterapi planlaması gibi birçok endikasyonda kullanılmaktadır(115-118).

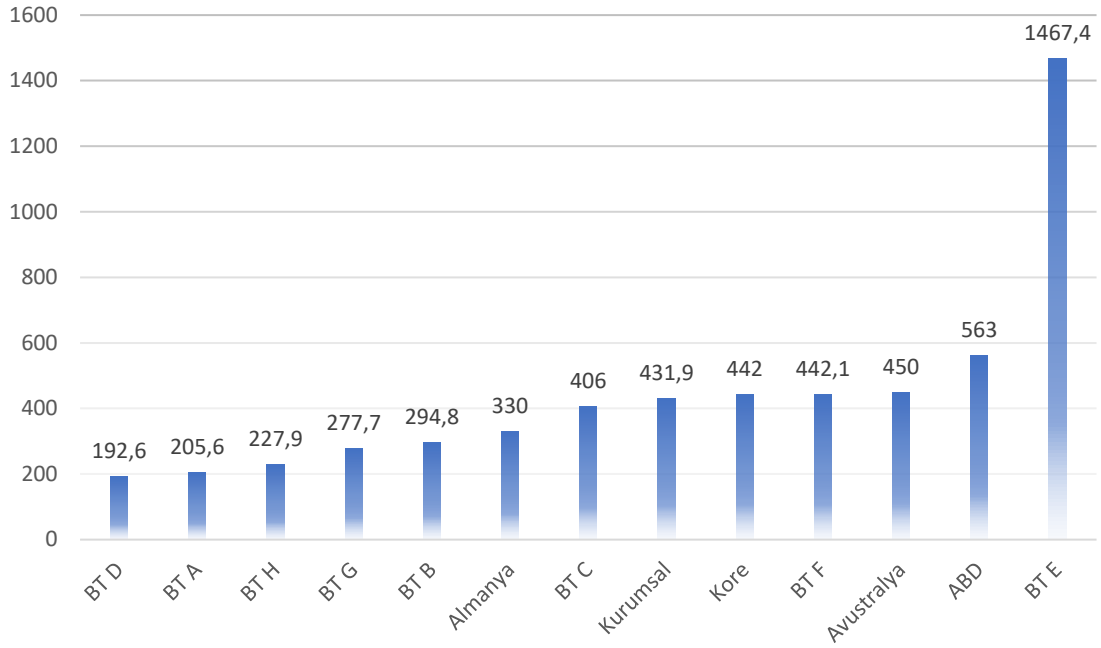
Kurumsal DRS değerleri 431,9 (DLP) ve 15,5 (CTDIvol) olarak hesaplanmıştır. Kurumsal DLP DRS değerlerinin Almanya ulusal DRS değerinden yüksek, Kore, Avustralya ve ABD DRS değerlerinden düşük olduğu görülmüştür. Kurumsal CTDIvol DRS değerinin Kore ve Almanya ulusal DRS değerinden yüksek, Avustralya ve ABD ulusal DRS değerlerinden düşük olduğu saptanmıştır. Kontrastsız boyun BT kurumsal DRS değerleri ile daha önceden yayınlanmış olan ulusal DRS değerleri Tablo 5.3'te özetlenmiştir.

8 BT cihazından elde edilen medyan değerlerin diğer çalışmalarda belirlenen DRS değerleri ile karşılaştırıldığında BT E ve F cihazlarında doz verilerinin yüksek olduğu görülmektedir. BT cihazlarından elde edilen kontrastsız boyun BT medyan DLP ve CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırıldığı grafikler Şekil 5.5 ve Şekil 5.6'da gösterilmiştir.

Tablo 5.3: Kontrastsız boyun BT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması

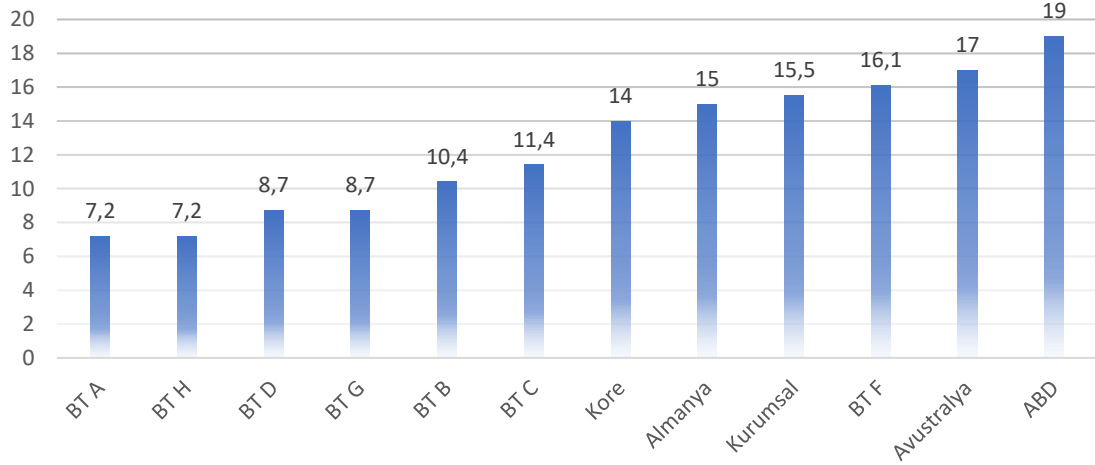
Başkent Üniversitesi Hastaneleri	CTDIvol	15,5
	DLP	431,9
Kore	CTDIvol	14
	DLP	442
Almanya	CTDIvol	15
	DLP	330
Avustralya	CTDIvol	17
	DLP	450
ABD	CTDIvol	19
	DLP	563

DLP



Şekil 5.5: BT cihazlarından elde edilen kontrastsız boyun BT medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

CTDIVOL



Şekil 5.6: BT cihazlarından elde edilen kontrastsız boyun BT medyan CTDIVOL değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIVOL DRS değerlerinin karşılaştırılması

5.4 Toraks BT Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması

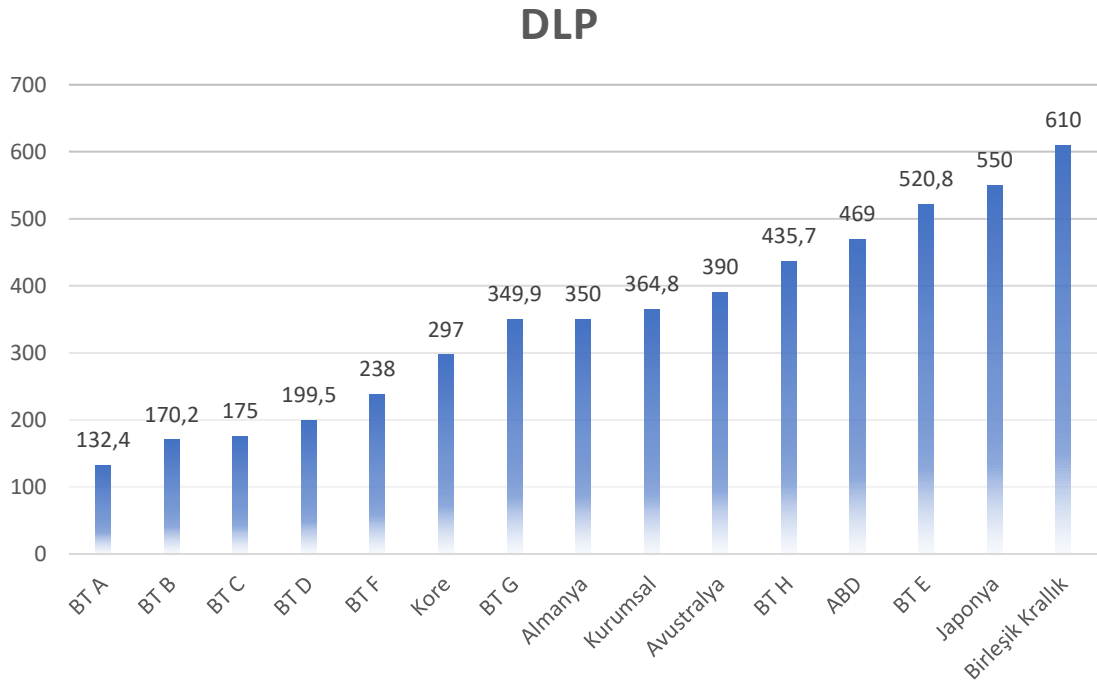
Toraks BT birçok endikasyonda toraks anatomisinin ve patolojilerinin değerlendirilmesinde sıkça kullanılmaktadır. Toraks BT, akciğer grafisinde izlenen anormal bulguların değerlendirilmesinde, akciğer kanser taramalarında, akciğer kanseri evreleme ve takibinde, diğer toraks malignensi tanı ve değerlendirilmesinde, ekstratorasik hastalıkların toraks tutulumlarının değerlendirilmesinde, torasik, kardiyovasküler anomalilerin tanı ve değerlendirilmesinde, akut ve kronik pulmoner emboli tanısında, pulmoner arter hipertansiyon değerlendirilmesinde, akciğer havayolu hastalıklarının değerlendirilmesinde, torasik travmada, plevral ve mediastinal hastalıkların değerlendirilmesinde ve günümüzde COVID-19 pnömonisi başta olmak üzere akciğer enfeksiyonlarının değerlendirilmesinde rutinde sıkça kullanılan görüntüleme yöntemidir(119-128).

Kurumsal DRS değerleri 364,8 (DLP) ve 9,3 (CTDIvol) olarak hesaplanmıştır. Kurumsal DLP DRS değerlerinin Kore ve Almanya ulusal DRS değerlerinden yüksek, Avustralya, ABD, Japonya ve Birleşik Krallık değerlerinden düşük olduğu görülmüştür. Kurumsal CTDIvol DRS değerinin Kore ulusal DRS değerinden yüksek, Almanya, Avustralya, Türkiye, Birleşik Krallık, ABD ve Japonya ulusal DRS değerlerinden düşük olduğu saptanmıştır. Toraks BT kurumsal DRS değerleri ile daha önceden yayınlanmış olan ulusal DRS değerleri Tablo 5.4'te özetlenmiştir.

8 BT cihazından elde edilen medyan değerleri kurumsal DRS değeri ile karşılaştırıldığında BT H ve E cihazlarında doz verilerinin yüksek olduğu görülmektedir. BT G cihazından elde edilen doz medyan değerinin kurumsal CTDIvol DRS değerinden yüksek DLP DRS değerinden düşük olduğu saptanmıştır. BT cihazlarından elde edilen toraks BT medyan DLP ve CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırıldığı grafikler Şekil 5.7 ve Şekil 5.8'de gösterilmiştir.

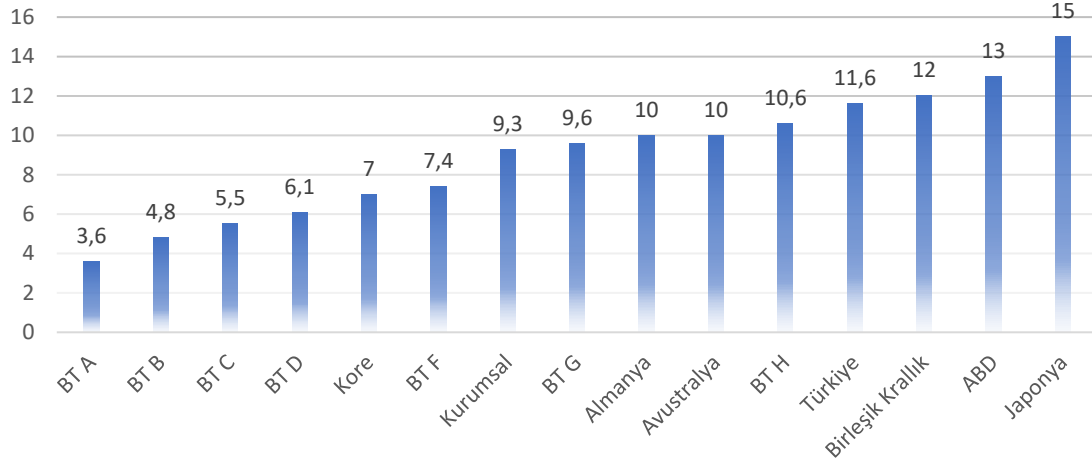
Tablo 5.4: Toraks BT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması

Başkent Üniversitesi Hastaneleri	CTDIvol	9,3
	DLP	364,8
Türkiye	CTDIvol	11,6
	DLP	
Kore	CTDIvol	7
	DLP	297
Birleşik Krallık	CTDIvol	12
	DLP	610
Almanya	CTDIvol	10
	DLP	350
Avustralya	CTDIvol	10
	DLP	390
ABD	CTDIvol	13
	DLP	469
Japonya	CTDIvol	15
	DLP	550



Şekil 5.7: BT cihazlarından elde edilen toraks BT medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

CTDIVOL



Şekil 5.8: BT cihazlarından elde edilen toraks BT medyan CTDIVol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIVol DRS değerlerinin karşılaştırılması

5.5 Kontrastsız Abdomen-Pelvis Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması

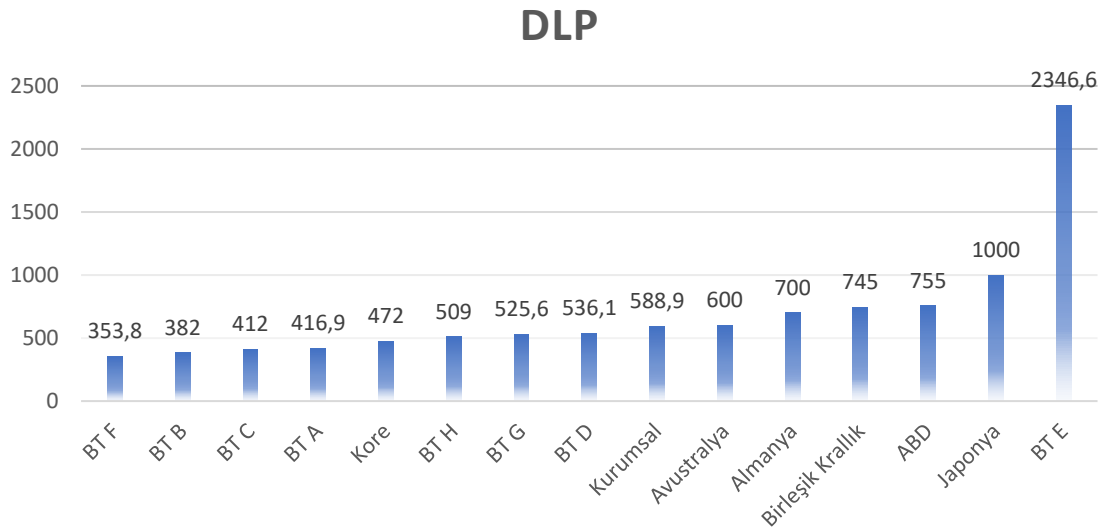
Abdomen-Pelvis BT abdominal anatomi ve patolojilerinin değerlendirilmesinde sıkça kullanılan bir tetkiktir. Abdomen-Pelvis BT üriner taş hastalıklarının değerlendirilmesinde, apandisit şüphesinde, abdominal ve pelvik travmaların değerlendirilmesinde, renal adrenal kitlelerin üriner anomalilerin değerlendirilmesinde, abdominal ve pelvik kitlelerin, sıvı koleksiyonlarının değerlendirilmesinde, karaciğer lezyonlarının tanı ve değerlendirilmesinde, diffüz karaciğer hastalıklarının değerlendirilmesinde, inflamatuvar barsak hastalıklarının değerlendirilmesinde, barsak obstrüksiyonlarının ve gastrointestinal kanamaların tanısında ve değerlendirilmesinde, transplantasyon öncesi ve sonrasında sıkça kullanılan ve oldukça önemli bilgiler sağlayan bir görüntüleme yöntemidir(129-134) .

Kurumsal DRS değerleri 588,9 (DLP) ve 11,2 (CTDIVol) olarak hesaplanmıştır. Kurumsal DLP DRS değerlerinin Kore ulusal DRS değerinden yüksek, Avustralya, Almanya, Birleşik Krallık, ABD ve Japonya değerlerinden düşük olduğu görülmüştür. Kurumsal CTDIVol DRS değerinin Kore ulusal DRS değerinden yüksek, Avustralya, Türkiye, Birleşik Krallık, Almanya, ABD ve Japonya ulusal DRS değerlerinden düşük olduğu saptanmıştır. Kontrastsız abdomen-pelvis BT kurumsal DRS değerleri ile daha önceden yayınlanmış olan ulusal DRS değerleri Tablo 5.5'te özetlenmiştir.

8 BT cihazından elde edilen medyan değerleri kurumsal DRS değeri ile karşılaştırıldığında BT E cihazında doz verilerinin yüksek olduğu görülmektedir. BT D cihazından elde edilen doz medyan değerinin kurumsal CTDIvol DRS değerinden yüksek DLP DRS değerinden düşük olduğu saptanmıştır. BT cihazlarından elde edilen abdomen-pelvis BT medyan DLP ve CTDIvol değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırıldığı grafikler Şekil 5.9 ve Şekil 5.10’de gösterilmiştir.

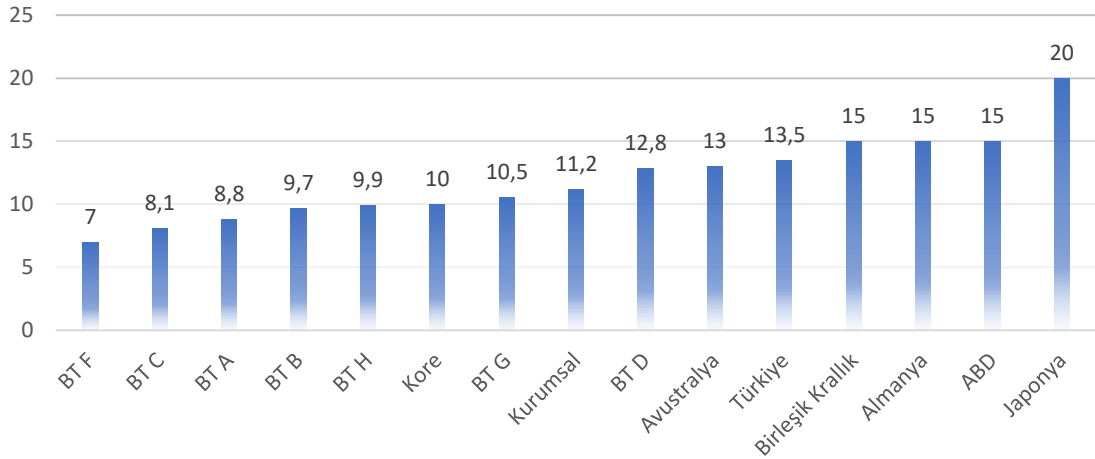
Tablo 5.5: Abdomen-Pelvis BT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması

Başkent Üniversitesi Hastaneleri	CTDIvol	11,2
	DLP	588,9
Türkiye	CTDIvol	13,5
	DLP	
Kore	CTDIvol	10
	DLP	472
Birleşik Krallık	CTDIvol	15
	DLP	745
Almanya	CTDIvol	15
	DLP	700
Avustralya	CTDIvol	13
	DLP	600
ABD	CTDIvol	15
	DLP	755
Japonya	CTDIvol	20
	DLP	1000



Şekil 5.9: BT cihazlarından elde edilen kontrastsız abdomen-pelvis medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

CTDIVOL



Şekil 5.10: BT cihazlarından elde edilen kontrastsız abdomen-pelvis medyan CTDIVol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIVol DRS değerlerinin karşılaştırılması

5.6 Lomber Vertebra BT Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması

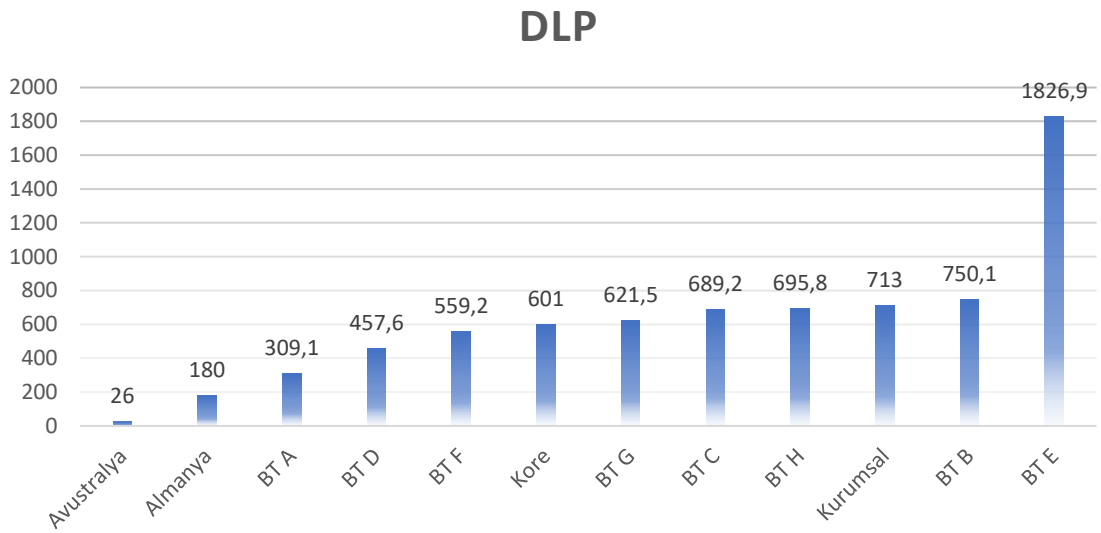
Vertebra BT birçok endikasyonda kullanılan oldukça değerli bir tetkiktir. Vertebra BT tetkikleri travma sonrası değerlendirmelerde, dejeneratif vertebra hastalıklarında, post-operatif değerlendirmede, enfeksiyöz hastalıkların değerlendirmesinde, neoplastik durumlarda ve konjenital anomalilerin değerlendirmesinde sıkça kullanılan bir tetkiktir (109, 110, 113).

Lomber Vertebra Kurumsal DRS değerleri 713 (DLP) ve 24,3 (CTDIVol) olarak hesaplanmıştır. Kurumsal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılan tüm ulusal DRS değerlerinden yüksek olduğu görülmüştür. Kurumsal CTDIVol DRS değerinin Kore ve Almanya ulusal DRS değerinden yüksek, Avustralya ulusal DRS değerlerinden düşük olduğu saptanmıştır. Lomber vertebra BT kurumsal DRS değerleri ile daha önceden yayınlanmış olan ulusal DRS değerleri Tablo 5.6'da özetlenmiştir.

8 BT cihazından elde edilen medyan değerleri kurumsal DRS değeri ile karşılaştırıldığında BT B ve E cihazlarında doz verilerinin yüksek olduğu görülmektedir. BT H cihazından elde edilen doz medyan değerinin kurumsal CTDIVol DRS değerinden yüksek DLP DRS değerinden düşük olduğu saptanmıştır. BT cihazlarından elde edilen lomber vertebra BT medyan DLP ve CTDIVol değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırıldığı grafikler Şekil 5.11 ve Şekil 5.12'de gösterilmiştir.

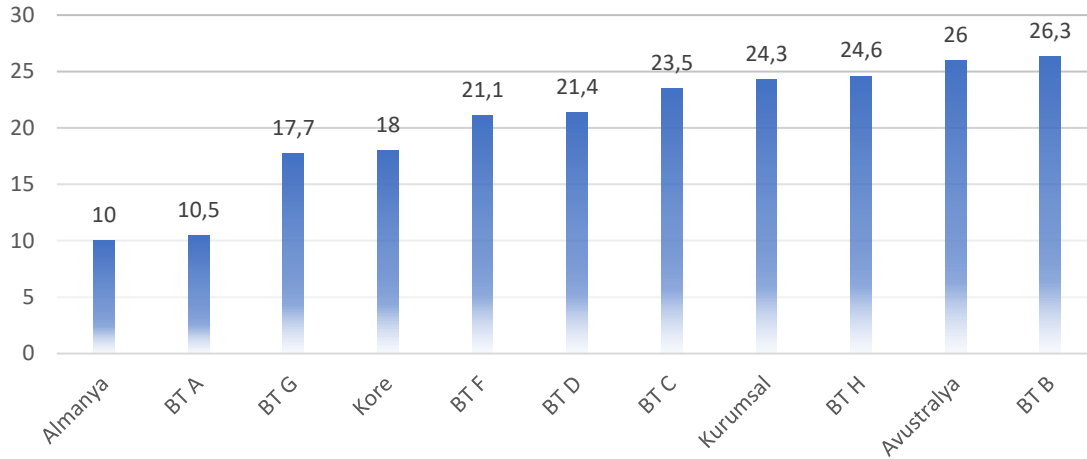
Tablo 5.6: Lomber vertebra BT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması

Başkent Üniversitesi Hastaneleri	CTDIvol	24,3
	DLP	713
Kore	CTDIvol	18
	DLP	601
Almanya	CTDIvol	10
	DLP	180
Avustralya	CTDIvol	26
	DLP	670



şekil 5.11: BT cihazlarından elde edilen lomber vertebra BT medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

CTDIVOL



Şekil 5.12: BT cihazlarından elde edilen lomber vertebra BT medyan CTDIVol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIVol DRS değerlerinin karşılaştırılması

5.7 Yüksek Rezolüsyonlu BT Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması

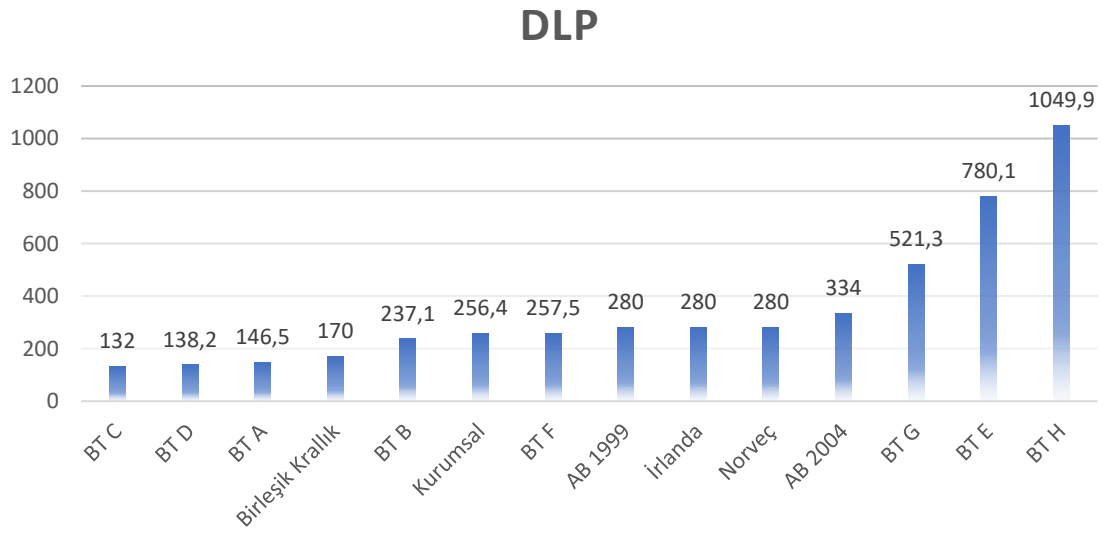
YRBT temel olarak diffüz akciğer hastalıkların değerlendirilmesinde, küçük havayolu hastalık şüphesinde, diffüz akciğer hastalıkların tedavi cevap takibinde kullanılan görüntüleme yöntemidir (62, 135, 136).

YRBT Kurumsal DRS değerleri 326 (DLP) ve 9,5 (CTDIVol) olarak hesaplanmıştır. Kurumsal DLP DRS değerlerinin Birleşik Krallık ulusal DRS değerinden yüksek, Avrupa Birliği (1999 ve 2004), İrlanda ve Norveç ulusal DRS değerlerinden düşük olduğu görülmüştür. Kurumsal CTDIVol DRS değerinin İrlanda ve Birleşik Krallık ulusal DRS değerinden yüksek, Avrupa Birliği (1999 ve 2004), Türkiye ve Norveç ulusal DRS değerlerinden düşük olduğu saptanmıştır. YRBT kurumsal DRS değerleri ile daha önceden yayınlanmış olan ulusal DRS değerleri Tablo 5.7’de özetlenmiştir.

8 BT cihazından elde edilen medyan değerleri kurumsal DRS değeri ile karşılaştırıldığında BT F, G, H ve E cihazlarında doz verilerinin yüksek olduğu görülmektedir. BT cihazlarından elde edilen YRBT medyan DLP ve CTDIVol değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırıldığı grafikler Şekil 5.13 ve Şekil 5.14’te gösterilmiştir.

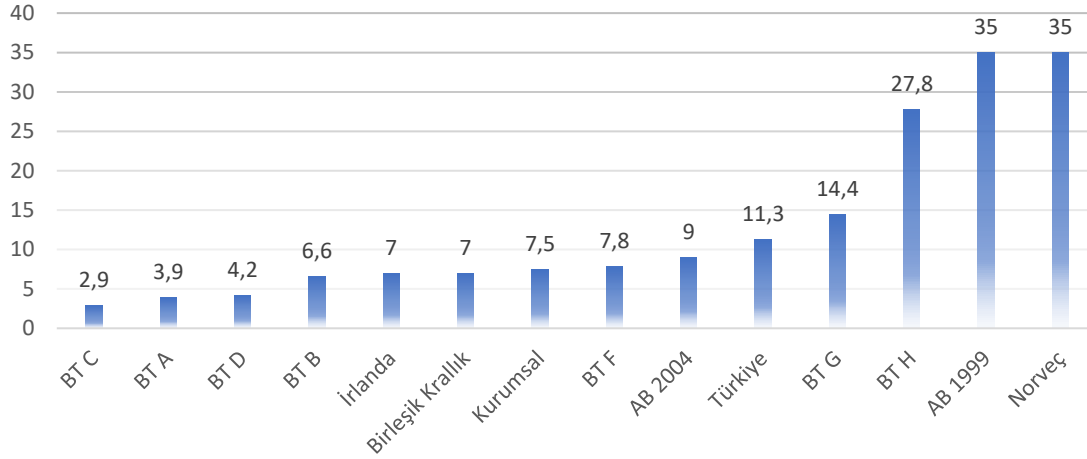
Tablo 5.7: YRBT DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması

Başkent Üniversitesi Hastanesi	CTDIvol	9,5
	DLP	326
Türkiye(2)	CTDIvol	11,3
	DLP	
AB 1999(137)	CTDIvol	35
	DLP	280
AB 2004(138)	CTDIvol	9
	DLP	334
İrlanda(102)	CTDIvol	7
	DLP	280
Birleşik Krallık(139)	CTDIvol	7
	DLP	170
Norveç(140)	CTDIvol	35
	DLP	280



Şekil 5.13: BT cihazlarından elde edilen YRBT medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

CTDIVOL



Şekil 5.14: BT cihazlarından elde edilen YRBT medyan CTDIVol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIVol DRS değerlerinin karşılaştırılması

5.8 Koroner BT Anjiyografi Kurumsal DRS Değerlerinin Diğer DRS Değerleri ile Karşılaştırılması

Koroner BT anjiyografi koroner arter aterosklerotik ve non-aterosklerotik hastalıklarının değerlendirilmesinde, kardiyak ve vasküler konjenital anomalilerin ve varyantlarının değerlendirilmesinde, kalp kapakçık hastalıklarının değerlendirilmesinde, iskemik koroner hastalık sekellerinin değerlendirilmesinde, intrakardiyak trombus tanısında, kardiyak kitlelerde, kardiyak travmada kullanılan, değerli birçok bilgiyi non-invazif olarak elde edebildiğimiz bir tetkiktir (141, 142).

Koroner BT anjiyografi Kurumsal DRS değerleri 642,3 (DLP) ve 33,4 (CTDIVol) olarak hesaplanmıştır.

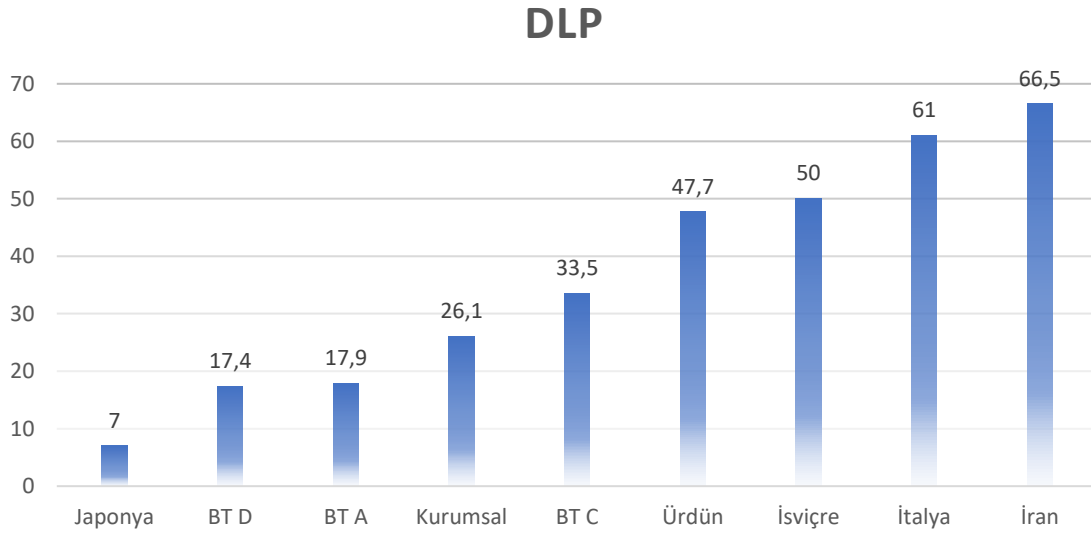
Kurumsal DLP DRS değerinin Japonya ulusal DRS değerlerinden yüksek, Ürdün, İsviçre, İtalya ve İran ulusal DRS değerlerinden düşük olduğu görülmüştür. Kurumsal CTDIVol DRS değerinin Kore ulusal DRS değerinden yüksek, Almanya, Avustralya, Türkiye, Birleşik Krallık, ABD ve Japonya ulusal DRS değerlerinden düşük olduğu saptanmıştır. Koroner BT anjiyografi kurumsal DRS değerleri ile daha önceden yayınlanmış olan ulusal DRS değerleri Tablo 5.8'de özetlenmiştir.

4 BT cihazından elde edilen medyan değerleri kurumsal DRS değeri ile karşılaştırıldığında BT C ve E cihazlarında doz verilerinin yüksek olduğu görülmektedir. BT cihazlarından elde edilen Koroner BT anjiyografi medyan DLP ve CTDIVol değerleri ile

kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırıldığı grafikler Şekil 5.15 ve Şekil 5.16'de gösterilmiştir.

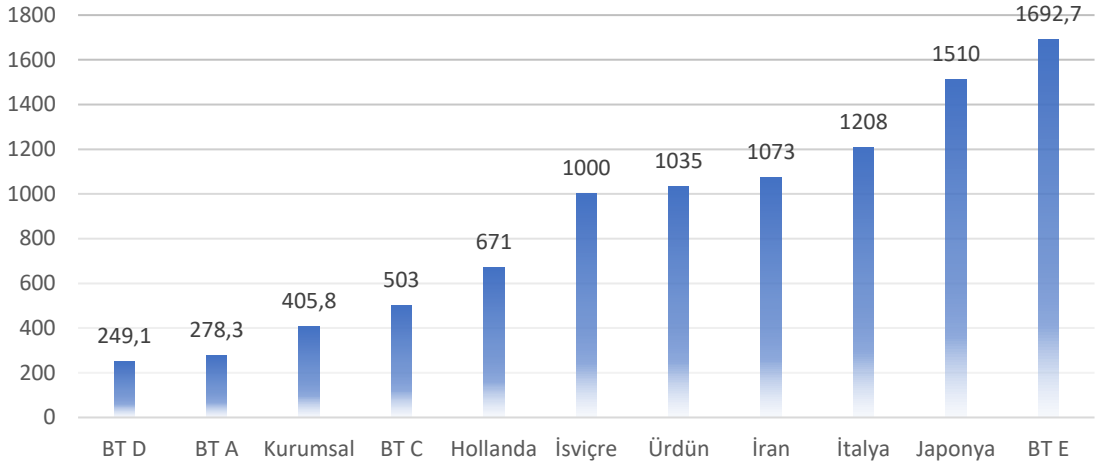
Tablo 5.8: Koroner BT anjiyografi DRS değerleri ile ulusal DRS değerlerinin karşılaştırılması

Başkent Üniversitesi Hastanesi	CTDIvol	33,4
	DLP	642,3
İran	CTDIvol	66,5
	DLP	1073
İtalya	CTDIvol	61
	DLP	1208
Hollanda	CTDIvol	
	DLP	671
Japonya	CTDIvol	7
	DLP	1510
İsviçre	CTDIvol	50
	DLP	1000
Ürdün	CTDIvol	47,7
	DLP	1035



Şekil 5.15: BT cihazlarından elde edilen koroner BT anjiyografi medyan DLP değerleri ile kurumsal ve ulusal DLP DRS değerlerinin karşılaştırılması

CTDIVOL



Şekil 5.16: BT cihazlarından elde edilen koroner BT anjiyografi medyan CTDIVol değerleri ile kurumsal ve ulusal CTDIVol DRS değerlerinin karşılaştırılması

5.9 Kısıtlılıklar

Çalışmamız 12 ay boyunca toplanan retrospektif verilere dayanmaktadır. Daha uzun sürelerde daha fazla doz verisi toplanabilir ve çalışmamız güçlendirilebilirdi. Hastalara ait DLP değerlerini etkileyen kilo ve boyuna ait veriler mevcut olmadığından hasta boyutlarına göre DRS değerleri belirlenememiştir. Hasta boyutlarının DRS çalışmalarında elzem olduğu pediatrik grupta bu nedenle DRS çalışması yapılamamıştır.

Çalışmamız 5 farklı merkezde 8 BT cihazından elde edilen doz verileri ile gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın kısıtlılıklarından biri kurumumuzda yer alan BT cihazların Siemens, Toshiba ve GE marka oluşu ve Philips marka BT cihazının bulunmamasıdır. Daha kapsamlı bir doz analizi için tüm BT markalarının dahil edildiği çok merkezli çalışmalar gerçekleştirilebilir.

Ulusal DRS çalışmalarına göre kurumsal DRS çalışmalarında BT cihaz sayısı ve hasta sayısının daha az olması nedeniyle kurumsal DRS değerlerinin ulusal DRS değerleriyle karşılaştırılması yanlış yorumlamalara neden olabilir. ICRP'nin yayınladığı DRS kılavuzu metodoloji yönünden oldukça yol gösterici olsa da DRS değerlerinin karşılaştırılması konusunda herhangi bir yol gösterici kılavuz mevcut değildir.

DRS çalışmaları birçok çalışmada ortalama doz değerleri üzerinden yürütülmüş ve ICRP 2017'de yayınladığı kılavuzda DRS değerlerinin ortanca değerler dikkate alınarak elde

edilmesini önermiştir (1). Çalışmamızda DRS değerleri ortanca doz verileri üzerinden elde olunmuştur. DRS çalışmalarındaki istatistiksel metodoloji farklılıkları, DRS değerlerinin karşılaştırılırken yanlış yorumlamalara sebep olabilecek diğer bir neden olarak görünmektedir.

Klinik endikasyona göre farklı çekim protokolleri olan merkezlerde yapılan DRS çalışmalarında klinik endikasyonlara göre DRS değerleri oluşturulmuştur (95, 98). Kurumumuzda gerçekleştirilen tetkiklerin büyük bir çoğunluğu farklı klinik endikasyonlar olsa bile standart BT protokolleri ile gerçekleştirilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda klinik endikasyonlara göre DRS değerleri belirlenememiştir.

Doz verilerinin otomatik olarak elde olması nedeniyle, hareket artefaktları gibi hastaya ait veya teknik faktörler nedeniyle tekrarlanan tek çekimli tetkiklere ait doz verileri çalışmamızda dışlanamamış bu nedenle bazı yüksek doz verileri dahil edilmek zorunda kalınmıştır.

Yeni teknoloji BT cihazlarının daha az doz maruziyetine sebep olması nedeniyle DRS değerleri arasında farklılıklar, doz verilerinin elde edildiği cihazlar arasındaki teknoloji farklılıklarıyla açıklanabilir. Bu nedenle DRS değerlerinin yorumlanmasında cihaz farklılıkları da göz önünde bulundurulmalıdır. Çalışmamızda farklı marka ve teknolojide BT cihazları kullanılmış olmasına rağmen BT cihaz sayısının ve çeşitliliğinin artırıldığı DRS çalışmaları gerçekleştirilebilir.

Koroner BT anjiyografi, YRBT, boyut BT gibi sayıca az gerçekleştirilen tetkikler için daha uzun sürede veri toplanarak veri sayıları artırılabilir ve çalışma güçlendirilebilir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

BT kontrol edilebilen önemli iyonizan radyasyon kaynaklarından birisidir. Artan BT tetkik sayısı, BT radyasyon dozlarının kontrol ihtiyacını doğurmuştur. İyonizan radyasyon içeren tetkiklerin optimizasyonu için önerilen yöntem DRS çalışmalarıdır. DRS kavramı iyi oluşturulmuş ve uzun yıllardır geniş çapta kabul görmüştür. IRCP tüm kısıtlılıklara rağmen DRS çalışmalarına başlanması ve aralıklı olarak yenilenmesini önermektedir.

Ülkemizde yapılmış tek DRS çalışması çok kısıtlı tetkikler ile sınırlı kalmıştır. Ülkemizin geniş çaplı DRS çalışmalarına ihtiyacı bulunmaktadır. DRS çalışmalarının birçoğunda hasta doz verileri araştırmacılar tarafından seçilmektedir. Ayrıca elle oluşturulan çalışma veri tabanı nedeniyle DRS değerleri uzun süre aralıklarıyla güncellenmekte ve veri seçimine bağlı yanlışlık önemli bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Çalışmamızda Türkiye’de ilk defa bulut tabanlı dijital doz takip yazılımı kullanılarak en sık gerçekleştirilen BT tetkikleri için DRS değerlerinin belirlenmiş ve diğer çalışmalardaki değerlerle karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızın BT’nin daha güvenli kullanımına, toplum sağlığını korumaya yönelik önemli bir adım olduğuna inanıyoruz. Ülkemizde gerçekleştirilecek olan radyasyon doz optimizasyon çalışmalarının devam etmesini ümit ediyoruz.

7. KAYNAKLAR

1. Vañó E, Miller DL, Martin CJ, Rehani MM, Kang K, Rosenstein M, et al. ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Ann ICRP*. 2017;46(1):1-144.
2. Ataç GK, Parmaksız A, İnal T, Bulur E, Bulgurlu F, Öncü T, et al. Patient doses from CT examinations in Turkey. *Diagn Interv Radiol*. 2015;21(5):428-34.
3. Reed AB. The history of radiation use in medicine. *J Vasc Surg*. 2011;53(1 Suppl):3s-5s.
4. Iturralde MP. *Dictionary and Handbook of Nuclear Medicine and Clinical Imaging*: CRC Press; 1990.
5. Shahbazi-Gahrouei D, Gholami M, Setayandeh S. A review on natural background radiation. *Adv Biomed Res*. 2013;2:65.
6. Ron E. Cancer risks from medical radiation. *Health Phys*. 2003;85(1):47-59.
7. Measurements NCoRPa. Ionizing radiation exposure of the population of the United States. Bethesda: National Council on Radiation Protection and Measurements; 2009. Report No.: 160.
8. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007;357(22):2277-84.
9. Christensen DM, Iddins CJ, Sugarman SL. Ionizing radiation injuries and illnesses. *Emerg Med Clin North Am*. 2014;32(1):245-65.
10. Goodman PC. The new light: discovery and introduction of the X-ray. *American Journal of Roentgenology*. 1995;165(5):1041-5.
11. Glasser O. W. C. Roentgen and the discovery of the Roentgen rays. *AJR Am J Roentgenol*. 1995;165(5):1033-40.
12. Zink FE. X-ray tubes. *Radiographics*. 1997;17(5):1259-68.
13. Fodor J, 3rd. Recent advances in x-ray tube design. *Radiol Technol*. 1988;60(1):33-5.
14. Shao L, Luo Y, Zhou D. Hematopoietic stem cell injury induced by ionizing radiation. *Antioxid Redox Signal*. 2014;20(9):1447-62.
15. Moore CI, Knauer JP, Meyerhofer DD. Observation of the transition from Thomson to Compton scattering in multiphoton interactions with low-energy electrons. *Phys Rev Lett*. 1995;74(13):2439-42.
16. Griffiths HJ. Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. NCRP Report no. 93. *Radiology*. 1988;168(1):24-.
17. Pusey WA. IX. The use of X-Rays in Carcinoma. *Ann Surg*. 1905;42(6):910-7.
18. Kunz E, Sevc J, Placek V. Lung cancer mortality in uranium miners (methodological aspects). *Health Phys*. 1978;35(4):579-80.
19. Archer VE, Lundin FE, Jr. Radiogenic lung cancer in man: exposure-effect relationship. *Environ Res*. 1967;1(4):370-83.
20. Braunsteiner H, Huber H. [Carcinoma and leukemia caused by toxic damage in the industrial age]. *Hippokrates*. 1966;37(14):553-8.
21. EJ. H. Etiology of cancer. Physical factors. In: DeVita VT Jr HS, Rosenberg SA, editor. *Cancer: principals and practice of oncology*. 5th ed. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1997. p. 203-18.
22. Hamada N, Fujimichi Y. Classification of radiation effects for dose limitation purposes: history, current situation and future prospects. *J Radiat Res*. 2014;55(4):629-40.
23. Lett JT. Double strand breakage in DNA and cellular radiation sensitivity: linear energy transfer and the oxygen effect. *Basic Life Sci*. 1988;49:419-28.

24. Richter MP, Laramore GE, Griffin TW, Goodman RL. Current status of high linear energy transfer irradiation. *Cancer*. 1984;54(11 Suppl):2814-22.
25. Ravanat JL, Douki T, Cadet J. Direct and indirect effects of UV radiation on DNA and its components. *J Photochem Photobiol B*. 2001;63(1-3):88-102.
26. Alizadeh E, Orlando TM, Sanche L. Biomolecular damage induced by ionizing radiation: the direct and indirect effects of low-energy electrons on DNA. *Annu Rev Phys Chem*. 2015;66:379-98.
27. Jacquet P. Sensitivity of germ cells and embryos to ionizing radiation. *J Biol Regul Homeost Agents*. 2004;18(2):106-14.
28. Wakeford R. The cancer epidemiology of radiation. *Oncogene*. 2004;23(38):6404-28.
29. Pawlik TM, Keyomarsi K. Role of cell cycle in mediating sensitivity to radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2004;59(4):928-42.
30. Cole LJ, Nowell PC, Arnold JS. Late effects of x-radiation. The influence of dose fractionation on life span, leukemia, and nephrosclerosis incidence in mice. *Radiat Res*. 1960;12:173-85.
31. National Research Council Committee on the Biological Effects of Ionizing R. Health Effects of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: Beir V. Washington (DC): National Academies Press (US) Copyright © 1990 by the National Academy of Sciences.; 1990.
32. Boice JD, Jr., Miller RW. Childhood and adult cancer after intrauterine exposure to ionizing radiation. *Teratology*. 1999;59(4):227-33.
33. Doll R, Wakeford R. Risk of childhood cancer from fetal irradiation. *Br J Radiol*. 1997;70:130-9.
34. Heyssel R, Brill AB, Woodbury LA, Nishimura ET, Ghose T, Hoshino T, et al. Leukemia in Hiroshima atomic bomb survivors. *Blood*. 1960;15:313-31.
35. Albi E, Cataldi S, Lazzarini A, Codini M, Beccari T, Ambesi-Impimbato FS, et al. Radiation and Thyroid Cancer. *Int J Mol Sci*. 2017;18(5).
36. Schwenn MR, Brill AB. Childhood cancer 10 years after the Chernobyl accident. *Curr Opin Pediatr*. 1997;9(1):51-4.
37. PD I. Second cancers following radiotherapy. In: Neugut AI MA, Robinson E, editor. Multiple primary cancers. 1st ed. Philadelphia: Williams & Wilkins; 1999. p. 91-135.
38. Lin EC. Radiation risk from medical imaging. *Mayo Clin Proc*. 2010;85(12):1142-6; quiz 6.
39. (NCRP) NCoRPaM. Exposure of the US population from diagnostic medical radiation. Bethesda; 1989. Report No.: 100.
40. Doody MM, Lonstein JE, Stovall M, Hacker DG, Luckyanov N, Land CE. Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000;25(16):2052-63.
41. Boice JD, Jr., Preston D, Davis FG, Monson RR. Frequent chest X-ray fluoroscopy and breast cancer incidence among tuberculosis patients in Massachusetts. *Radiat Res*. 1991;125(2):214-22.
42. Charles M. UNSCEAR report 2000: sources and effects of ionizing radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. *J Radiol Prot*. 2001;21(1):83-6.
43. Diederich S, Lenzen H. Radiation exposure associated with imaging of the chest: comparison of different radiographic and computed tomography techniques. *Cancer*. 2000;89(11 Suppl):2457-60.

44. Nickoloff EL, Alderson PO. Radiation exposures to patients from CT: reality, public perception, and policy. *AJR Am J Roentgenol.* 2001;177(2):285-7.
45. Frush DP. Review of radiation issues for computed tomography. *Semin Ultrasound CT MR.* 2004;25(1):17-24.
46. Donnelly LF. Reducing Radiation Dose Associated with Pediatric CT by Decreasing Unnecessary Examinations. *American Journal of Roentgenology.* 2005;184(2):655-7.
47. Goske MJ, Applegate KE, Boylan J, Butler PF, Callahan MJ, Coley BD, et al. The 'Image Gently' campaign: increasing CT radiation dose awareness through a national education and awareness program. *Pediatr Radiol.* 2008;38(3):265-9.
48. Yu L, Liu X, Leng S, Kofler JM, Ramirez-Giraldo JC, Qu M, et al. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. *Imaging Med.* 2009;1(1):65-84.
49. Huda W, Vance A. Patient radiation doses from adult and pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol.* 2007;188(2):540-6.
50. Gökharman D. F. AS, Koşar P. N. Radyasyon Güvenliğinde Mesleki Olarak Bilmemiz Gerekenler. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi.* 2016;7(2):35-40.
51. Stewart FA, Akleyev AV, Hauer-Jensen M, Hendry JH, Kleiman NJ, Macvittie TJ, et al. ICRP publication 118: ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs--threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. *Ann ICRP.* 2012;41(1-2):1-322.
52. Brusin JH. Radiation protection. *Radiol Technol.* 2007;78(5):378-92; quiz 93-5.
53. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP.* 1991;21(1-3):1-201.
54. Wall BF, Shrimpton PC. The Historical Development of Reference Doses in Diagnostic Radiology. *Radiation Protection Dosimetry.* 1998;80(1-3):15-9.
55. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM, Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics.* 2006;26(2):503-12.
56. Goldman LW. Principles of CT and CT technology. *J Nucl Med Technol.* 2007;35(3):115-28; quiz 29-30.
57. Ercan T. *Klinik Radyoloji. Genişletilmiş 2. Baskı ed: Nobel&Güneş Tıp Kitabevleri; 2008.*
58. Robb WL. Perspective on the first 10 years of the CT scanner industry. *Acad Radiol.* 2003;10(7):756-60.
59. Wesolowski JR, Lev MH. CT: history, technology, and clinical aspects. *Semin Ultrasound CT MR.* 2005;26(6):376-9.
60. Alexander RE, Gunderman RB. EMI and the first CT scanner. *J Am Coll Radiol.* 2010;7(10):778-81.
61. Mahesh M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector. *Radiographics.* 2002;22(4):949-62.
62. Schoepf UJ, Bruening RD, Hong C, Eibel R, Aydemir S, Crispin A, et al. Multislice helical CT of focal and diffuse lung disease: comprehensive diagnosis with reconstruction of contiguous and high-resolution CT sections from a single thin-collimation scan. *AJR Am J Roentgenol.* 2001;177(1):179-84.
63. Goldman LW. Principles of CT: multislice CT. *J Nucl Med Technol.* 2008;36(2):57-68; quiz 75-6.
64. Rogalla P, Kloeters C, Hein PA. CT technology overview: 64-slice and beyond. *Radiol Clin North Am.* 2009;47(1):1-11.

65. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol.* 2006;16(2):256-68.
66. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol.* 2008;68(3):362-8.
67. Wiest PW, Locken JA, Heintz PH, Mettler FA, Jr. CT scanning: a major source of radiation exposure. *Semin Ultrasound CT MR.* 2002;23(5):402-10.
68. Siegel JA, Greenspan BS, Maurer AH, Taylor AT, Phillips WT, Van Nostrand D, et al. The BEIR VII Estimates of Low-Dose Radiation Health Risks Are Based on Faulty Assumptions and Data Analyses: A Call for Reassessment. *J Nucl Med.* 2018;59(7):1017-9.
69. Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol.* 2001;176(2):289-96.
70. Berrington de González A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet.* 2004;363(9406):345-51.
71. Hendee WR, O'Connor MK. Radiation risks of medical imaging: separating fact from fantasy. *Radiology.* 2012;264(2):312-21.
72. Maldjian PD, Goldman AR. Reducing radiation dose in body CT: a primer on dose metrics and key CT technical parameters. *AJR Am J Roentgenol.* 2013;200(4):741-7.
73. Moore BM, Brady SL, Mirro AE, Kaufman RA. Size-specific dose estimate (SSDE) provides a simple method to calculate organ dose for pediatric CT examinations. *Med Phys.* 2014;41(7):071917.
74. By Jerrold T. Bushberg JAS, Edwin M. Leidholdt, John M. Boone. *The Essential Physics of Medical Imaging.* 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
75. Huda W, Mettler FA. Volume CT dose index and dose-length product displayed during CT: what good are they? *Radiology.* 2011;258(1):236-42.
76. Seibert JA, Boone JM, Wootton-Gorges SL, Lamba R. Dose is not always what it seems: where very misleading values can result from volume CT dose index and dose length product. *J Am Coll Radiol.* 2014;11(3):233-7.
77. Thomas KE, Wang B. Age-specific effective doses for pediatric MSCT examinations at a large children's hospital using DLP conversion coefficients: a simple estimation method. *Pediatr Radiol.* 2008;38(6):645-56.
78. Hart D, Hillier MC, Wall BF. Doses to patients from medical X-ray examinations in the UK 2000 review. United Kingdom; 2002. Report No.: 08-595148-5-4 Contract No.: NRPB-W--14.
79. Nickoloff EL, Lu ZF, Dutta AK, So JC. Radiation dose descriptors: BERT, COD, DAP, and other strange creatures. *Radiographics.* 2008;28(5):1439-50.
80. Salvadó M, López M, Morant JJ, Calzado A. Monte Carlo calculation of radiation dose in CT examinations using phantom and patient tomographic models. *Radiat Prot Dosimetry.* 2005;114(1-3):364-8.
81. Rehani MM. ICRP and IAEA actions on radiation protection in computed tomography. *Ann ICRP.* 2012;41(3-4):154-60.
82. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology.* 2004;230(3):619-28.
83. Hara AK, Wellnitz CV, Paden RG, Pavlicek W, Sahani DV. Reducing body CT radiation dose: beyond just changing the numbers. *AJR Am J Roentgenol.* 2013;201(1):33-40.
84. Coakley FV, Gould R, Yeh BM, Arenson RL. CT radiation dose: what can you do right now in your practice? *AJR Am J Roentgenol.* 2011;196(3):619-25.

85. O'Daniel JC, Stevens DM, Cody DD. Reducing radiation exposure from survey CT scans. *AJR Am J Roentgenol.* 2005;185(2):509-15.
86. Moores BM. CEC Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images - Basic Concepts. *Radiation Protection Dosimetry.* 1995;57(1-4):105-10.
87. Teunen D. The European Directive on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposures (97/43/EURATOM). *J Radiol Prot.* 1998;18(2):133-7.
88. Harding K, Thomson WH. Radiological protection and safety in medicine - ICRP 73. *Eur J Nucl Med.* 1997;24(10):1207-9.
89. Vassileva J, Rehani M. Diagnostic reference levels. *AJR Am J Roentgenol.* 2015;204(1):W1-3.
90. Jensen JE, Butler PF. Breast exposure: nationwide trends; a mammographic quality assurance program--results to date. *Radiol Technol.* 1978;50(3):251-7.
91. Hart D, Hillier MC, Wall BF. National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK. *Br J Radiol.* 2009;82(973):1-12.
92. Hart D, Shrimpton PC. Fourth review of the UK national patient dose database. *Br J Radiol.* 2012;85(1018):e957-8.
93. Linet MS, Kim KP, Rajaraman P. Children's exposure to diagnostic medical radiation and cancer risk: epidemiologic and dosimetric considerations. *Pediatr Radiol.* 2009;39 Suppl 1(Suppl 1):S4-26.
94. Kim JS, Lee SK, Kim SK, Yoo SM, Kim JM, Yoon SW. National diagnostic reference levels and achievable doses for 13 adult CT protocols and a paediatric head CT protocol: National Survey of Korean Hospitals. *Radiat Prot Dosimetry.* 2019;187(2):220-9.
95. Shrimpton PC, Hillier, M. C., Meeson, S. and Golding, J. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK – 2011 review 2014 [cited 2021 09.09]. Available from:
https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/349188/PHE_CRCE_013.pdf.
96. Strahlenschutz Bf. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen 2016 [cited 2021 09.09]. Available from:
https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf?__blob=publicationFile&v=9.
97. Lee KL, Beveridge T, Sanagou M, Thomas P. Updated Australian diagnostic reference levels for adult CT. *J Med Radiat Sci.* 2020;67(1):5-15.
98. Kanal KM, Butler PF, Sengupta D, Bhargavan-Chatfield M, Coombs LP, Morin RL. U.S. Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for 10 Adult CT Examinations. *Radiology.* 2017;284(1):120-33.
99. Kanda R, Akahane M, Koba Y, Chang W, Akahane K, Okuda Y, et al. Developing diagnostic reference levels in Japan. *Japanese Journal of Radiology.* 2021;39(4):307-14.
100. Parmaksız A, Ataç GK, Bulgurlu F, Bulur E, Öncü T, İnal T. Unintentional irradiation of conceptus by diagnostic imaging examinations in Turkey. *Radiat Prot Dosimetry.* 2014;162(3):322-8.
101. Morin RL, Seibert JA, Boone JM. Radiation dose and safety: informatics standards and tools. *J Am Coll Radiol.* 2014;11(12 Pt B):1286-97.
102. Foley SJ, McEntee MF, Rainford LA. Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *Br J Radiol.* 2012;85(1018):1390-7.
103. Harden SP, Dey C, Gawne-Cain ML. Cranial CT of the unconscious adult patient. *Clin Radiol.* 2007;62(5):404-15.

104. Hijaz TA, Cento EA, Walker MT. Imaging of head trauma. *Radiol Clin North Am.* 2011;49(1):81-103.
105. Perry JJ, Stiell IG, Sivilotti ML, Bullard MJ, Hohl CM, Sutherland J, et al. Clinical decision rules to rule out subarachnoid hemorrhage for acute headache. *Jama.* 2013;310(12):1248-55.
106. Akpınar E. The tram-track sign: cortical calcifications. *Radiology.* 2004;231(2):515-6.
107. Jung JM, Lee JY, Phi JH, Kim SK, Cheon JE, Kim IO, et al. Value of routine immediate postoperative brain computerized tomography in pediatric neurosurgical patients. *Childs Nerv Syst.* 2012;28(5):673-9.
108. Patterson BW, Pang PS, AlKhawam L, Hamedani AG, Mendonca EA, Zhao YQ, et al. The Association Between Use of Brain CT for Atraumatic Headache and 30-Day Emergency Department Revisitation. *AJR Am J Roentgenol.* 2016;207(6):W117-w24.
109. Barba CA, Taggart J, Morgan AS, Guerra J, Bernstein B, Lorenzo M, et al. A new cervical spine clearance protocol using computed tomography. *J Trauma.* 2001;51(4):652-6; discussion 6-7.
110. Bartynski WS, Lin L. Lumbar root compression in the lateral recess: MR imaging, conventional myelography, and CT myelography comparison with surgical confirmation. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2003;24(3):348-60.
111. Russell EJ. Computed tomography and myelography in the evaluation of cervical degenerative disease. *Neuroimaging Clin N Am.* 1995;5(3):329-48.
112. Wagner SC, Schweitzer ME, Morrison WB, Przybylski GJ, Parker L. Can imaging findings help differentiate spinal neuropathic arthropathy from disk space infection? Initial experience. *Radiology.* 2000;214(3):693-9.
113. Chimelli L. Tumors and tumorlike lesions of the spine and spinal cord. *Neuroimaging Clin N Am.* 2001;11(1):viii, 79-110.
114. Corona-Cedillo R, Saavedra-Navarrete MT, Espinoza-Garcia JJ, Mendoza-Aguilar AN, Ternovoy SK, Roldan-Valadez E. Imaging Assessment of the Postoperative Spine: An Updated Pictorial Review of Selected Complications. *Biomed Res Int.* 2021;2021:9940001.
115. Ash L, Teknos TN, Gandhi D, Patel S, Mukherji SK. Head and neck squamous cell carcinoma: CT perfusion can help noninvasively predict intratumoral microvessel density. *Radiology.* 2009;251(2):422-8.
116. Sliker CW, Shanmuganathan K, Mirvis SE. Diagnosis of blunt cerebrovascular injuries with 16-MDCT: accuracy of whole-body MDCT compared with neck MDCT angiography. *AJR Am J Roentgenol.* 2008;190(3):790-9.
117. Weidemann J, Stamm G, Galanski M, Keberle M. Comparison of the image quality of various fixed and dose modulated protocols for soft tissue neck CT on a GE Lightspeed scanner. *Eur J Radiol.* 2009;69(3):473-7.
118. Ryu CW, Kim JK, Kim SJ, Lee JH, Kim JH, Ha HI, et al. Head and neck vascular lesions: characterization of the flow pattern by the use of three-phase CT. *Korean J Radiol.* 2009;10(4):323-32.
119. Marshall GB, Farnquist BA, MacGregor JH, Burrowes PW. Signs in thoracic imaging. *J Thorac Imaging.* 2006;21(1):76-90.
120. Reduced Lung-Cancer Mortality with Low-Dose Computed Tomographic Screening. *New England Journal of Medicine.* 2011;365(5):395-409.
121. García-Peña P, Boixadera H, Barber I, Toran N, Lucaya J, Enríquez G. Thoracic Findings of Systemic Diseases at High-Resolution CT in Children. *RadioGraphics.* 2011;31(2):465-82.

122. Lynch DA. Lung disease related to collagen vascular disease. *J Thorac Imaging*. 2009;24(4):299-309.
123. Araoz PA, Haramati LB, Mayo JR, Barbosa EJ, Jr., Rybicki FJ, Colletti PM. Panel discussion: pulmonary embolism imaging and outcomes. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;198(6):1313-9.
124. Grosse C, Grosse A. CT findings in diseases associated with pulmonary hypertension: a current review. *Radiographics*. 2010;30(7):1753-77.
125. Abbott GF, Rosado-de-Christenson ML, Rossi SE, Suster S. Imaging of small airways disease. *J Thorac Imaging*. 2009;24(4):285-98.
126. Thoongsuwan N, Kanne JP, Stern EJ. Spectrum of blunt chest injuries. *J Thorac Imaging*. 2005;20(2):89-97.
127. Qureshi NR, Gleeson FV. Imaging of pleural disease. *Clin Chest Med*. 2006;27(2):193-213.
128. Ye Z, Zhang Y, Wang Y, Huang Z, Song B. Chest CT manifestations of new coronavirus disease 2019 (COVID-19): a pictorial review. *Eur Radiol*. 2020;30(8):4381-9.
129. Niemann T, Kollmann T, Bongartz G. Diagnostic performance of low-dose CT for the detection of urolithiasis: a meta-analysis. *AJR Am J Roentgenol*. 2008;191(2):396-401.
130. Krajewski S, Brown J, Phang PT, Raval M, Brown CJ. Impact of computed tomography of the abdomen on clinical outcomes in patients with acute right lower quadrant pain: a meta-analysis. *Can J Surg*. 2011;54(1):43-53.
131. Atri M, Hanson JM, Grinblat L, Brofman N, Chughtai T, Tomlinson G. Surgically important bowel and/or mesenteric injury in blunt trauma: accuracy of multidetector CT for evaluation. *Radiology*. 2008;249(2):524-33.
132. Dyer R, DiSantis DJ, McClennan BL. Simplified imaging approach for evaluation of the solid renal mass in adults. *Radiology*. 2008;247(2):331-43.
133. Paulsen SR, Huprich JE, Fletcher JG, Booya F, Young BM, Fidler JL, et al. CT enterography as a diagnostic tool in evaluating small bowel disorders: review of clinical experience with over 700 cases. *Radiographics*. 2006;26(3):641-57; discussion 57-62.
134. Delabrousse E, Lubrano J, Jehl J, Morati P, Rouget C, Manton GA, et al. Small-bowel obstruction from adhesive bands and matted adhesions: CT differentiation. *AJR Am J Roentgenol*. 2009;192(3):693-7.
135. Kazerooni EA. High-resolution CT of the lungs. *AJR Am J Roentgenol*. 2001;177(3):501-19.
136. Lynch DA, Travis WD, Müller NL, Galvin JR, Hansell DM, Grenier PA, et al. Idiopathic interstitial pneumonias: CT features. *Radiology*. 2005;236(1):10-21.
137. Jessen K BG, Geleijns J, Golding SJ, Jurik AG, Leonardi M. European guidelines on quality criteria for computed tomography, EUR 16262EN. Official publication of the European Communities [report on the internet] [Available from: <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>].
138. Bongartz G GS, Jurik AG, Leonardi M, van Persijn van, Meerten E RR. Quality criteria for multislice computed tomography. Results from a European concerted action on CT (FIGM-CT-2000-20078) Appendix B: European field survey on MSCT 2004 [Available from: <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>].
139. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol*. 2006;79(948):968-80.
140. Friberg EG, Widmark A, Hauge IHR, editors. National collection of local diagnostic reference levels in Norway and their role in optimization of X-ray examinations 2008.

141. Haller S, Kaiser C, Buser P, Bongartz G, Bremerich J. Coronary artery imaging with contrast-enhanced MDCT: extracardiac findings. *AJR Am J Roentgenol.* 2006;187(1):105-10.
142. Schroeder S, Achenbach S, Bengel F, Burgstahler C, Cademartiri F, de Feyter P, et al. Cardiac computed tomography: indications, applications, limitations, and training requirements: report of a Writing Group deployed by the Working Group Nuclear Cardiology and Cardiac CT of the European Society of Cardiology and the European Council of Nuclear Cardiology. *Eur Heart J.* 2008;29(4):531-56.