

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

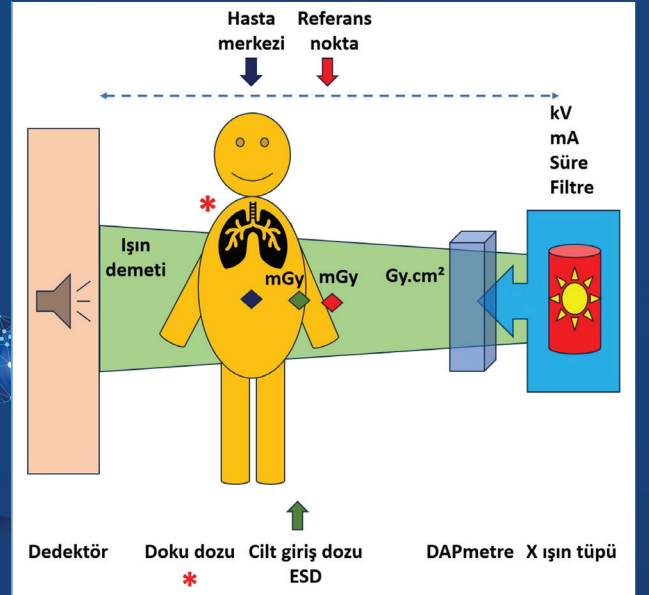
e-ISSN: 2148-1210

TRD
1924
TÜRK
RADYOLOJİ
DERNEĞİ

Cilt / Vol: 13 Sayı / Issue: 1 Nisan / April 2025

HASTANIN VE ÇALIŞANIN RADYASYONDAN KORUNMASI

Konuk Editör: Gökçe Kaan Ataç



Cilt / Vol: 13 Sayı / Issue: 1 Nisan / April 2025

Konuk Editör / Guest Editor: Gökçe Kaan Ataç

Hastanın ve Çalışanın Radyasyondan Korunması

Editörler Kurulu / Editorial Board

Baş Editör / Editor in Chief

Polat Koşucu

E-mail: polatkosucu@hotmail.com

ORCID: 0000-0002-8381-7600

Yardımcı Editörler / Assistant Editors

Selen Bayraktaroğlu

E-mail: selenb2000@gmail.com

ORCID ID: 0000-0001-9167-9474

Suzan Şaylısoy

E-mail: sunasel06@yahoo.com

ORCID ID: 0000-0002-1560-964X

Önceki Editörler / Previous Editors

Baş Editör Editor in Chief

Mecit Kantarcı (2016-2022)

Ayşenur Oktay (2013-2015)

Yardımcı Editörler / Assistant Editors

Hatice Tuba Sanal (2016-2022)

Mustafa Koplay (2016-2022)

Şükrü Mehmet Ertürk (2013-2015)

Mecit Kantarcı (2013-2015)

İçindekiler / Contents

- 1 Radyasyondan Korunmanın Etik Temelleri**
Ethical Principles of Protection from Radiation
Oğuz Dicle
- 8 Radyasyon Doz Birimleri, Hasta Işınlanmasına Ait Belirteçler**
Radiation Dose Units, Indicators of Patient Irradiation
Aydın Parmaksız
- 22 Hastanın Aldığı Radyasyonun Ölçülmesi/Kayıt Edilmesi, Doz Takip Sistemleri**
Measurement/Recording of Patient Radiation Exposure and Dose Tracking Systems
Gökhan Kahraman, Gökçe Kaan Ataç
- 38 Radyolojik Sistemlerde Radyasyondan Korunma İçin Kalite Kontrol Uygulaması**
Quality Control Application for Radiation Protection in Radiological Systems
Gökçe Kaan Ataç
- 44 Gerekçelendirme Kavramı**
Justification
Ebru Özcan Sanhal
- 51 Radyolojik Uygunluk Rehberlerinin Hazırlanması ve Kullanımı**
Preparation and Use of Radiologic Appropriateness Guidelines
Gökçe Kaan Ataç
- 58 Optimizasyonun Temelleri**
Principles of Optimization
Mustafa Fazıl Gelal
- 64 Radyografide Optimizasyon**
Optimization in Radiography
Erdem Yılmaz, Nail Bulakbaşı
- 70 Bilgisayarlı Tomografide Optimizasyon**
Optimization in Computed Tomography
Hakan Baş, Fazıl Mustafa Gelal
- 79 Floroskopi ve Anjiyografide Optimizasyon**
The Optimisation in Fluoroscopy and Angiography Procedures
Özüm Yüksel Buğdaycı
- 89 Mamografide Optimizasyon**
Optimisation in Mammography
Ebru Özcan Sanhal

İçindekiler / Contents

- 99** **Diagnostik Referans Düzeyleri Nedir? Nasıl Hazırlanır?**
What are Diagnostic Reference Levels? How are They Established?
Süleyman Filiz, Safiye Gürel
- 107** **Pediyatrik ve Gebe Hastada Radyasyondan Korunma**
Radiation Protection in Children and Pregnant Women
Derya Bako, Meltem Ceyhan Bilgici
- 115** **Yasal Düzenlemelerde Hastanın ve Çalışanın Radyasyondan Korunması**
A Legislative Perspective for Protection of Patients and Radiation Workers
Gökçe Kaan Ataç

Editörden / From the Editor

Değerli meslektaşlarım,

Bu sayıda ülkemizde nispeten az konuşulan, az irdelenen ve uygulamamızda yeterince yer alamamış bir konuyu vurgulamak için çalıştık. Bu konunun seçilmesinin nedeni, meslek yaşamımız boyunca en iyi hizmeti vermeye çalışırken, devamlı bir risk olarak aklımızda bulunan iyonlaştırıcı radyasyon maruziyetinin önemini koruyor olmasıdır. Ancak iyonlaştırıcı radyasyon, günümüzde radyoloji ve radyasyon ile çalışan profesyoneller yanında radyasyonun uygulandığı hastalar için de bir risk olarak görülmektedir. Gelişen teknolojik cihazlar, buna bağlı sağlık çalışanlarının yüksek tanı ve tedavi başarısı beklentisi, artan radyolojik inceleme sayıları, hasta ve toplumun daha başarılı sağlık hizmeti beklentileri, bu algılamamızın nedenleri arasındadır.

Radyoloji çalışanlarının uygulanan süreçlerde kendilerini radyasyondan korumaları için gerekli eğitimi aldığı, temel prensipleri öğrendiği, mesleki tecrübeleri ile beraber radyasyondan nasıl korunacaklarını bildikleri kabul edilir. Eğer çalıştıkları modaliteler ile ilgili gerekli kalite kontrol ve kalibrasyonlar yapılıyorsa, doğru korunma yöntemleri ile, maruz kalacakları radyasyonun sağlık risklerini artırmayacak düzeyde olması beklenir. Öte yandan, radyasyonun uyguladığı hastaların bu konuda tek güvendikleri, kendilerine en düşük riskleri içeren uygulamaların yapıldığı ve bu konuda gerekli şekilde bilgilendirildikleridir.

Ulusal ve uluslararası yetkili organizasyonlar, hastanın radyasyondan korunmasında üç temel ilkenin uygulanmasını son elli yılda artarak önermektedir. Hastaya sadece gerekli olduğunda iyonlaştırıcı radyasyon içeren incelemelerin yapılması, bu ışınlamanın tanınan bilgiyi oluşturacak en düşük dozlarla uygulanması ve uygulanan radyasyon dozlarının değerlendirilip diğer kurum ve cihazlar ile karşılaştırılarak doz optimizasyonu yapılması temel önerilerdir.

Bu sayıda, hastanın radyasyondan korunması konusunu bütün boyutları ile irdelemeye çalıştık. Radyoloji uzmanının içinde ve liderliğinde olacağı bir ekip çalışması ile gerçekleştirilebilecek olan bu sorumluluğun açıklanması, gerekli ve çok önemlidir. Bu kavramın net olarak anlaşılması, artacak farkındalık ile, görevimizi gerçekleştirirken sorumluluklarımızı da etkili olarak yapmamıza yardım edebilir.

Hastanın radyasyondan korunması konusu, önceden bilinmeyen veya uygulanmayan bir konu da değildir. En temel radyoloji kitaplarımızdan başlayarak, hastaya uygulanan radyasyonun önemi değişik ağırlıklarda devamlı vurgulanmıştır. Ancak son gelişmeler ve düzenlemelerin açıklanması, bu sorumluluğun yeni mesleğe başlayanlara ve yoğun iş yükü altında görevini gerçekleştiren meslektaşlarımıza bir özet olarak sunulması gerekir. Bu önemli bilgilerin, konunun paydaşları olan radyoloji ekibinin diğer üyelerine, diğer uzmanlık dalı üyelerine, diğer sağlık çalışanlarına ve hastalar ile sağlık kuruluşlarına da aktarılması sağlanmalıdır.

Konuyu ayrıntılı olarak açıklayan tüm yazarlar, güncel ve ayrıntılı bilgiler içeren metinler hazırladılar. Konuyu daha iyi açıklayabilecek şekil ve şemalar hazırlayarak görselliği de sağladılar. Konunun devamlı gelişmesi, ülkemizde de konunun ilgili otoriteler tarafından devamlı gündemde tutularak güçlendirilmeye çalışılması, ortaya çıkan ürünün dikkatle irdelenmesini de sağlayacaktır. Konunun, dilimizde bu ayrıntıda daha önce irdelenmediğini düşünerek, bu ilk çabanın daha sonra yazılacak çalışma ve katkılar ile, bu sürekli ve zor sorumluluğu yerine getiren radyoloji uzmanı ve görev arkadaşlarına katkı vereceğini düşünüyorum. Bu çaba sırasında kaçınılmaz şekilde eksik hatta yanlış bulacağınız bilgi ve bölümler de olabilir. Bu konularda katkılarınız, radyoloji topluluğumuzun daha güçlü olmasına destek verecektir. Bu sayının hazırlanmasında emek veren tüm değerli hocalarım, meslektaşlarım ve dergi çalışanlarına teşekkür eder, saygılarımı sunarım.

Doç. Dr. Gökçe Kaan Ataç

Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi,
Radyoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi, Zonguldak

Radyasyondan Korunmanın Etik Temelleri

Ethical Principles of Protection from Radiation

Öğuz Dicle

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

ÖZ

Radyasyon içeren incelemeler nedeniyle radyolojide radyasyonun yararı yanı sıra olası zararlarına karşı hastanın, incelemeyi isteyen, incelemenin uygunluğuna karar veren ve incelemeyi yapan kişilerin, yönetsel süreçleri düzenleyen yöneticilerin ve ulusal-uluslararası düzenleyici kurumların sorumlulukları bulunmaktadır. Hasta yararına verilecek kararlar bir ikilem taşıdığı ve konuyla ilgili sorumluluklar nedeniyle konunun etik bağlamda ele alınması kaçınılmazdır. Bu yazıda radyasyondan korunmada etik ilkeler el alınmakta ve tartışılmaktadır. Etik ilkeler doğrultusunda hareket edilmesi radyasyonun yerinde kullanımını sağlar. Etik ilkelerin gerçekleşmesi, bilimsel olarak geliştirilmiş yöntemleri kullanmakla olanaklıdır. Bu amaçla geliştirilmiş gerekçelendirme, optimizasyon ve doz limitasyonu kavramları bilinçli şekilde ve yaygın olarak kullanılmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Radyasyondan korunma, radyoloji, etik

ABSTRACT

Due to radiation-containing examinations, there are responsibilities for the patient, the requester of the examination, the person deciding on the appropriateness of the examination, the practitioner conducting it, the administrators regulating the management processes, and national and international regulatory bodies regarding the potential harms as well as the benefits of radiation in radiology. Decisions made in favor of the patient present a dilemma, and it is inevitable that these responsibilities are addressed in an ethical context. This paper discusses the ethical principles in radiation protection. Acting in accordance with ethical principles ensures the proper use of radiation. The realization of ethical principles is possible through the use of scientifically developed methods. For this purpose, the concepts of justification, optimization, and dose limitation should be consciously and widely applied.

Keywords: Radiation protection, radiology, ethics

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Radyasyondan korunma alanındaki çekirdek etik değerler
- Radyasyondan korunmada pragmatik değer seti
- Gerekçelendirme, optimizasyon ve doz limitasyon kavramları
- Meslekte sürekli eğitim, kurallar ve yönetim, güvenlik kültürü

GİRİŞ

Tıbbi tanının vazgeçilmez inceleme yöntemleri arasında yer alan ve iyonlaştırıcı radyasyon kullanan radyografi, mamografi, anjiyografi ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi tanı araçları, taşıdıkları zarar verici etkileri nedeniyle çok dikkatli kullanılmalı gerektirir. Radyasyon içeren bir işlemi talep eden klinisyen, bu talebi değerlendirerek onay veren, incelemenin hangi protokollerle yapılacağına karar veren, uygulamacı

olarak dozları, süreyi vb. parametreleri kontrolünde tutan radyolog, incelemelere katılan ve işlem uygulayıcısı teknisyen, cihazların kullanım ruhsatlandırma ve denetimlerinden sorumlu kurumlar, cihaz kalibrasyonu ve benzeri işlem ile kontrollerden sorumlu teknik ekipler, konuyla ilgili bilinç sağlamakla görevli radyasyondan korunma komitesi üyeleri, işlemlerle ilgili bilgi sahibi olma ve gereğini yapmaktan sorumlu hasta ve yakınlarının bu süreçlerden ayrı ayrı sorumlulukları bulunmaktadır (Tablo 1). Her sorumluluk, yasal



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Öğuz Dicle, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

E-posta: odicle59@gmail.com **ORCID ID:** orcid.org/0000-0001-5269-4903

Geliş Tarihi/Received: 18.11.2024 **Kabul Tarihi/Accepted:** 25.11.2024 **Epub:** 25.02.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Dicle O. Ethical principles of protection from radiation. *Trd Sem.* 2025;13(1):1-7



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.

Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

Tablo 1. Radyasyondan korunmada sorumlular ve sorumluluk nedenleri

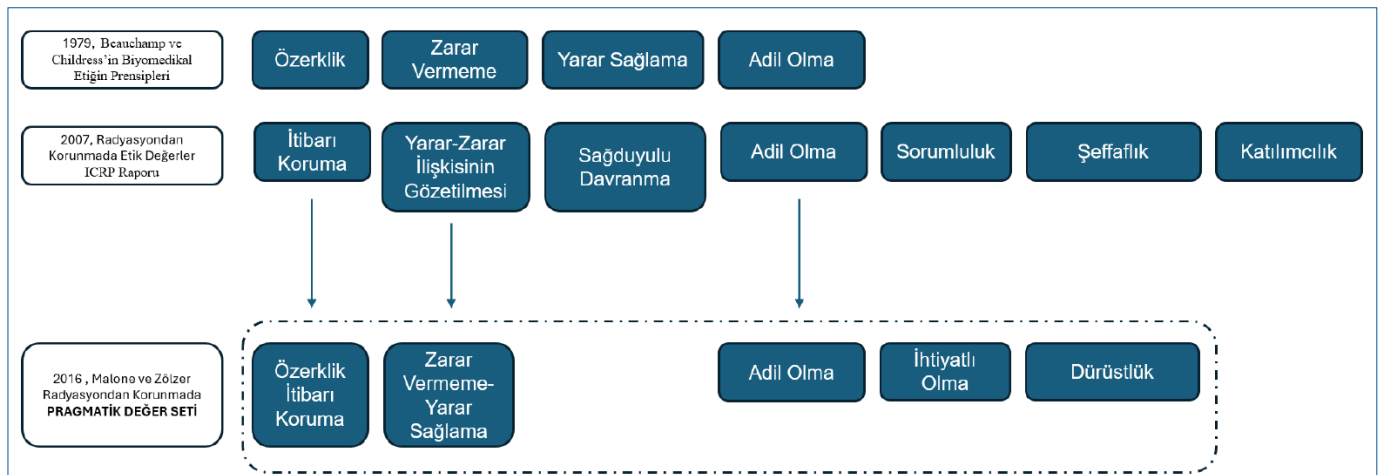
Sorumlu	Sorumluluk nedenleri
Nükleer Düzenleme Kurulu	İyonlaştırıcı radyasyona ilişkin faaliyetlerin yürütülmesi sırasında çalışanların, halkın, çevrenin ve gelecek nesillerin iyonlaştırıcı radyasyonun olası zararlı etkilerinden korunmasına yönelik uygulanması gereken ilke ve esasların belirlenmesi ile tarafların sorumluluklarını, bu faaliyetler üzerindeki düzenleyici kontrol yetkisi nedeniyle
Radyasyondan Korunma Dairesi	Radyasyondan korunmaya yönelik eğitim programlarını belirlemek, eğitim verilmesini sağlamak, sınav ve sertifikasyona ilişkin iş ve işlemleri yapmak veya yaptırma yetkileri nedeniyle
Tıbbi Cihaz ve İlaç Kurumu	Cihazların sağlık alanında kullanılabilirliğini onaylaması nedeniyle
Biyomedikal teknik ekipler	Cihazların kalibrasyonu ve bakımlarını yapıyor olmaları nedeniyle
Sağlık yöneticileri	Birimlerinde radyasyonla ilgili sorumlulukları nedeniyle
Radyasyondan korunma komitesi üyeleri	Konuyla ilgili bilinç sağlama görevleri, korunma ile ilgili süreçlerin gerçekleştirme denetiminden sorumlulukları nedeniyle
Klinisyenler	Radyasyon içeren işlemleri talep etmesi nedeniyle
Radyoloji uzmanları	Talebi değerlendirerek onay vermesi, incelemenin hangi protokollerle yapılacağına karar vermesi, uygulamacı olarak dozları, süreyi vb. parametreleri kontrolünde tutması nedeniyle
Radyoloji teknisyenleri	İncelemelere katılması ve işlem uygulayıcısı olması nedeniyle
Hasta ve yakınları	İşlemlerle ilgili bilgi sahibi olma ve gereğini yapma sorumluluğu nedeniyle

bir görev yüklenmesi olduğu kadar bir etik tartışma konusudur. Bu sorumlulukların yerine getirilmesinde uygulanması gereken teknik ve yasal işlemler yanı sıra etik penceresinden ele alınması ve dikkat edilmesi gereken unsurlar da bulunmaktadır. Yazımızda radyasyondan korunmada gerekli önlemlerle birlikte konunun etik temellerini irdelemeyi hedeflemekteyiz.

Radyasyondan korunma ile ilgili uluslararası otorite olarak bilinen Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP), 2013 yılında, konunun etik boyutlarının en az korunma ile ilgili teknik kurallar kadar önemli olduğu düşüncesi ile bir dizi çalışmalar başlattı [1]. Bunların sonucunda 2018 yılında konuyla ilgili kapsamlı bir rapor yayınlandı [2]. Konuyu bu rapordaki ilkeler doğrultusunda ele almak uygun olacaktır.

Biyoetik konusundaki temel ilkeler, ilki 1979 yılında yayınlanan Beauchamp ve Childress'in [3] "Biyomedikal etiğin prensipleri" başlıklı çalışmasıyla konulmuş ve geniş bir kabul görmüştür. Bu çalışmada belirlenen dört çekirdek ilke bulunmaktadır. Bunlar 1) özerklik, 2) zarar vermeme ilkesi, 3) yarar verecek şekilde davranma, 4) adil olma şeklinde ifade edilmiştir.

Bu konuda görüş oluşturan ICRP yıllar içerisinde ilkelerini gözden geçirerek geliştirmiş, radyasyondan korunmada esas olarak sağlık çalışanlarının korunması ile ilgili önlemler öncelik taşıyan iken son yıllarda hastaların da radyasyondan korunmasına yönelik bir bakış açısı ortaya konulmuştur. "Radyolojik korunma sisteminin etik temelleri" adını taşıyan ICRP raporu, bu ilkeleri de gözetmekle birlikte konuya özgü değişiklikler yapmış ve



Resim 1. Radyasyondan korunmada etik değerler listesinde yıllara göre değişimler ve pragmatik değer seti. ICRP, Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu.

EĞİTİCİ NOKTA

radyasyondan korunma alanındaki çekirdek etik değerleri 1) itibarı koruma, 2) yarar/zarar ilişkisinin gözetilmesi, 3) sağduyulu davranma, 4) adil olma olarak listelemiş, ek olarak işlemsel değerler başlığı altında 1) sorumluluk, 2) şeffaflık, 3) katılımcılık kavramlarına yer vermiştir [4]. Görüleceği gibi temel değerlerde benzerlikler kadar farklılıklar da yer almaktadır (Resim 1).

ZARAR VERMEME VE YARARLI OLMA İLKESİ

EĞİTİCİ NOKTA

Beauchamp ve Childress'in [3] ilkelerinde iki ayrı ilke olarak yer alan zarar vermeme ve yararlı olma ilkesi ICRP raporunda birleştirilerek tek bir ilkeye dönüştürülmüştür. Bunun ana nedeni radyasyondan korunmada gerekçelendirme olarak bilinen kuralla uyumlu olmasıdır. **Radyasyon etkileri gözetilerek, tanı ve tedavide zarardan çok yarar vereceği düşünülen yöntemin seçilmesi gerekçelendirme ile yapılmalıdır.** Zarar/yarar hesaplamalarında kişisel etkiler yanı sıra, kişinin yakınları ve toplumsal etkilerin de dikkate alınması gereği düşünüldüğünde karşımıza çok sayıda ikilem çıkmaktadır. İkilem olan yerde ise etik tartışma başlamaktadır.

Gerekçelendirme, işleme ait olabilecek zararın ne olacağı, istemi yapılan yöntemin yerini alabilecek, radyasyon kullanmayan başka yöntemlerin bulunup bulunmaması, bu yöntemin seçilmesi halinde elde edilecek katkının boyutları, işlemin bedel etkinliği gibi çeşitli değerlendirmeleri içerir [5, 6]. İşleme bağlı olabilecek zararın hesaplanması konuyla ilgili uzmanlık bilgisi gerektirir. O nedenle gerekçelendirme sorumluluğu yasalarla radyoloji uzmanlarına verilmiştir. Uzman olmayanların bu tür tetkikleri istemesi yasal olmadığı gibi etik olmayan da bir uygulama kabul edilmelidir. İyi bir gerekçelendirme aşaması aynı zamanda hasta hakları açısından da önemlidir. Her hastanın en iyi sağlık hizmeti alması esastır ve gerekçelendirme hastaya sağlayacağı yararlar nedeniyle göz ardı edilmemesi gereken bir süreçtir.

EĞİTİCİ NOKTA

Gerekçelendirmede bir önemli sorun yoğun iş yükü altında çalışılan radyoloji merkezlerinde uygun gerekçelendirme için zaman bulunmamasıdır. Yapılan çalışmalar %80'lere kadar varan oranlarda gerekçelendirmesiz işlem yapıldığını göstermektedir [7]. Bu etik sorun uluslararası kuruluşların da dikkatini çekmiş yol gösterici olması için öneriler geliştirilmiştir. Bunlar arasında en bilineni 2015 yılında *International Atom Energy Agency* (IAEA) tarafından yayınlanan bir dökümandır [8]. **Bu konuyla ilgili öneriler üç "A" olarak bilinen ve farkındalık (awareness), uygunluk (appropriateness) ve dış denetim (audit) olarak özetlenebilir.** Bunlar arasında yer alan uygunluk kriterleri başta American College of Radiology olmak üzere uluslararası kuruluşlarca çalışılmış, konuyla ilgili yazılımlar geliştirilmiş ve pratiğe geçirilmiştir [9]. Uygunluk kriterleri, inceleme seçiminde var olan seçenekleri genellikle uygun, uygun olabilir, genellikle uygun değil şeklinde kodlamıştır.

Radyasyon etkileri bu puanlamalarda dikkate alınan önemli bir parametre olmuştur. Her klinik senaryoya göre uygunluğu değerlendirilen yöntemler için, bir ile beş arasında değişen radyasyon logoları ile ifade edilen görece radyasyon düzeyi (relative radiation levels) belirlenmiştir [9].

SAĞDUYULU DAVRANMA İLKESİ

EĞİTİCİ NOKTA

Radyasyon kullanımında seçilecek yol konusunda, "elde yeterince veri olmadığı durumlarda bile en kabul edilebilir yolun izlenmesi" ilkesi olarak özetlenebilecek sağduyulu davranma ilkesi Beauchamp ve Childress'in [3] listesinde yer almadığı halde radyasyondan korunmada önemi nedeniyle ICRP listesine alınmıştır. Bu durum özellikle düşük dozlarda, etkinin tam olarak nasıl gerçekleşebileceği bilinmediğinde sorun oluşturmaktadır. **Radyasyondan korunmada ikinci bir temel ilke olan optimizasyon bu durumlarda devreye girmekte ve radyasyon verilecek ise bunun "as low as reasonably achievable" prensibi ile mümkün olan en düşük dozla gerçekleşmesine çalışılmaktadır.**

Yararın daha üstün olacağı düşünülen durumlarda radyasyon verilecek ise bunun olabildiğince düşük dozlarda tutulması istenir. Ancak bunun sınırları bulunur. Zira doz ile görüntü kalitesi arasında genelde ters bir orantı bulunmaktadır. Optimizasyon farklı düzeylerde gerçekleştirilebilir. Bunlar cihaz düzeyinde, inceleme sırasında, protokol seçimlerinde olabilir. Hastasında en iyi sonucu en düşük dozla sağlama isteği her düzeyde yapılacak seçimleri etkileyen önemli bir etik sorumluluktur. Bu sorumluluğu taşıyacak kişiler cihaz alımlarında bu özelliklerin bulunmasını yeğleyecek, inceleme sırasında kolimasyon, filtre, grid, kesikli radyasyon kullanımı, otomatik doz kontrol sistemi benzeri önlemlere başvuracak, inceleme protokollerini buna göre seçecektir.

Bu kapsamda geliştirilmiş yöntemlerden biri de tanışal referans düzeyleridir (DRL) [10]. Merkezlerde belirli incelemeler için uygulanan dozların ortalaması alınarak elde edilen referans dozlar bu amaçla kullanılabilir.

EĞİTİCİ NOKTA

Gerekçelendirme ve optimizasyon kavramlarının birbiriyle karıştırıldığı durumlar da bulunmaktadır. Gereksiz yere bir inceleme yapılmış olması ya da ultrasonografi yerine gereksiz yere BT incelemesi yapılmış olması bir gerekçelendirme hatası olarak tanımlanabilir. Ancak bir görüşe göre bu durum aynı zamanda bir optimizasyon hatası da içermektedir. Zira bu durumda elde edilen görüntüler hedeflenen en düşük dozlarda gerçekleşmiş olmamaktadır. Pratikte gerekli ve doğru incelemeyi doğru modalite ile yapmak gerekçelendirme, kullanılan dozların düzeyi, cihazın uygun koşullarda çalışıyor olması ve doğru teknikle inceleme yapılıyor olması gibi konular optimizasyon başlığı altında ele alınır. Günlük pratikte optimizasyon konusunda oldukça büyük bir yol alınmış olmasına karşın gerekçelendirmede ciddi çalışmalar ancak son 10 yılda gündeme gelebilmiştir.

ADİL OLMA VE İTİBARIN KORUNMASI İLKESİ

Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu listesindeki adil olma ile birlikte yer alan itibarın korunması, bizi radyasyondan korunmada doz sınırlandırılması kavramına götürmektedir. Burada da zarar vermeme ilkesi ile hareket edilmekte, kişilere yarar sağlıyor olsa bile belirli dozların aşılmasıyla sağlık çalışanları ya da hastanın zarar görmesinin adil olmayacağı ve kişinin sağlık hakkını tehdit edeceğinden doz sınırlamaları getirilmektedir. Bir başka anlatımla oluşabilecek riskin adil olarak dağıtılması amaçlanmaktadır.

Doz sınırlamalarında başat iki kuruluş uluslararası kuralların oluşmasında etkilidir. Bunlardan ilki IAEA, diğeri Avrupa Komisyonudur (EC). IAEA'nın koyduğu doz sınırlamaları öneri niteliğindedir ve ulusal otoriteler tarafından yasal hale geldiğinde yaptırımı olan kurallara dönüşürler. EC kuralları ise bağlayıcıdır. İki kuruluşun oluşturduğu kurallar Dünya Sağlık Örgütü tarafından da benimsenmiştir ve yaygın kullanımı için çaba gösterilmektedir.

Birçok ülkede genel toplumsal doz sınırı yıllık 1 mSv olarak belirlenmiştir. Sağlık çalışanları için bu sınır yıllık 20 mSv'dir. Öte yandan hastalar için genellikle bir doz sınırlaması uygulanmamaktadır. Hastaların aldıkları dozlar bazı durumlarda sağlık çalışanlarını bile geçebilmektedir. Yine bir etik soruna dönüşen bu sorun yukarıda da değindiğimiz DRL uygulamaları ile kontrol altına alınmaya çalışılmaktadır. DRL'ler bir merkez, hastane ya da ülke düzeyinde oluşturulabilir. Yapılan taramalarda bir inceleme özelinde doz ortancası belirlenir. Buna göre o merkez ya da coğrafyada o incelemeyle ilgili uygulamaların %75'inde, alınacak dozun belirlenen referans dozun altında kalması istenir.

Tanısal referans düzeyler bireye odaklı olmamakla birlikte merkez ya da ülke genelindeki ortalamaları kontrol etmede yararlı bir araç olmuştur [10].

Doz sınırlandırmasında radyolojiye özgü bir sorun da istem-işlem ilişkisidir. Radyolojik istem-işlem ilişkisi pratikte üç şekilde gerçekleşebilmektedir. Bunlardan en yaygın olanı istemin klinisyen tarafından işlemin radyoloji uzmanı sorumluluğunda yapılmasıdır. Uygunluk kriterlerine uyularak yapılan bir istem, radyolog tarafında gerekçelendirme, optimizasyon ve doz sınırlamalarına dikkat edilerek yapılan bir incelemede sorunlar minimize olabilir. Ancak istem ve işlemin klinisyen tarafından yapılabildiği örnekler ile hastanın kendisi tarafından istenen incelemelerde radyasyondan korunma ile ilgili sorunlar oluşabilmektedir. Bu örnekler aynı zamanda etik kurallar açısından da sorunludur. İstem ya da işlemin yetkin bir elden yapılmamış olması, istem yapan ile değerlendiricinin aynı kişiler olmasından kaynaklı etik sorunlar bu kapsamda ele alınabilir. Anjiyografi kararını kendisi verip incelemeyi kendi yapan kardiyologlar ile istem

ve incelemeyi yapan diğ hekimlerinin durumu buna örnek verilebilir.

ETİĞİN ÖZERKLİK İLKESİ VE RADYASYONDAN KORUNMA

Etığın en temel ilkelerinden olan özerklik kişinin üzerinde uygulanacak olan işlemlerde hak sahibi olmasını savunur. Radyasyon almayı gerektiren bir işlemin yapılıp yapılmamasında da kişinin kendi kararı esastır. Ancak bu durum radyasyondan korunmanın diğ bazı ilkeleri ile çelişebilmektedir. Örneğin kişi, gerekçelendirme açısından uygun olmayan bir işlemin yapılmasını istediğinde bu çelişki ortaya çıkar. Bu durumda hastanın bilgilendirilme sorumluluğu devreye girmektedir. Bilgilendirme ile alınmış bir onamla hasta özerkliğine saygı gösterilmiş olunabilir. Yapılacak incelemelerin amacı, taşıdığı riskler, diğ seçenekler uygun bir dille, zamanında, anlaşılır ve dürüstçe aktarılmalıdır. Hastanın soruları için uygun zaman ayrılması unutulmamalıdır. Sorular açıklıkla, dürüstçe ve tam anlaşılacak biçimde olmalıdır. Ancak radyolojik incelemeler için bilgilendirilmiş onam alınması yaygın değildir ve uygulanabilirliği oldukça zordur. Bu amaçla yapılacak farkındalık çalışmaları arttırılmalıdır. Öte yandan farkındalık amaçlı açıklamalar gereğinden fazla yapıldığında gereksiz korkuları çoğaltabilmekte, etkisiz iletişim ya da aşırı güven verici bilgilendirmeler ise güven kırıcı olabilmektedir.

Kişi özerkliğine saygı gereği, kendi istemi ile herhangi bir risk unsuru bulunmadığı halde radyolojik inceleme yaptıran (örneğin; check-up amaçlı BT incelemesi) kişilerin durumu da bir başka etik tartışma gerektirir. Bu hastalara yapılacak gereksiz işlem nedeniyle kullanılacak cihaz, zaman ve verilecek emek bir başka gereksinim sahibinin haklarını çiğnemek anlamına gelmektedir ve adil olma ilkesiyle çelişir bir sonuç doğurur. Bu durumda "kişinin özerkliği, bir başkasının özerklik alanını ihlal ettiği noktada biter ilkesi" işletilmelidir.

PRAGMATİK DEĞER SETİ

Radyasyondan korunmada etik değerler konusunda Malone ve Zölzer'in [11] 2016 yılında yayınladıkları bir çalışmada ICRP listesine iki yeni değer ekledikleri görülmektedir. Bunlardan ilki ihtiyatlı olmak (prudence) diğeri de dürüstlük (honesty) ilkesidir ve iki yazarın önermesine göre bu değerler, **özerklik-itibar, zarar vermeme-yararlı olma ve adil olma üçlüsüne eklenerek beşli bir liste haline getirilmiş, bu listeye de pragmatik değer seti adı verilmiştir. Bu listenin diğ etik listelerle karşılaştırmalı durumu Resim 1'de verilmektedir.**

İhtiyatlı olmak, tedbirli olmayı da içeren bir kavramdır. Biyolojik süreçlerin doğasında yer alan belirsizlik radyasyon etkileri açısından da geçerlidir. Özellikle düşük ya da tanısal dozlardaki radyasyonun etkileri ile ilgili bilimsel kanıtlar

oldukça tartışmalıdır. Yüksek dozlardaki radyasyonun zararları iyi bilinmektedir ve buradaki bilginin düşük dozlarda da geçerliliği öngörülebilir. Gerekçelendirme süreçlerini de olumsuz etkileyen bu durum karşısında etik olarak ihtiyatlı davranma kavramının getirilmesi son derecede yerindedir. Ne var ki bu davranışın bilimsel kazanımlarına dair yeterli kanıt oluşmamıştır ve yeni çalışmalara gereksinim bulunmaktadır.

Pragmatik değer setinde yer alan diğer kavram ise dürüstlüktür. Bilindiği gibi deneyim ve bilgi açısından hekim hasta arasında asimetrik bir ilişki bulunur. Hastalığı nedeniyle psikolojik zaafiyet de gösterebilen kişiler hekimin yönlendirmelerini çoğunlukla sorgulamaksızın yerine getirme eğilimindedirler. Bu durum etik açıdan hekimin koşulsuz dürüstlüğüne zorunlu kılar. Hekim her konuda hastasına karşı dürüst, açık ve samimi olmak durumundadır. Radyasyondan korunma bağlamında da hekimin hastasını bilgilendirmede bu dürüstlüğü sergilemesi beklenir.

Günlük radyoloji pratiğinde, pragmatik değer setinin gözden geçirilmesi karar süreçlerinin etik açıdan sağlıklı ilerlemesini sağlayacaktır.

Tarama programları, araştırmalarda radyasyona maruz kalan gönüllüler, güvenlik amaçlı kullanılan düşük doz radyasyon kullanımları gibi durumlarda da bu beşli değer seti kullanılabilir.

Radyasyondan korunmanın üç temel unsur ile ilişkisi bulunmaktadır. Bunlar meslekte sürekli eğitim, kurallar ve yönetim, güvenlik kültürüdür [12]. Sürekli değişen ve gelişen teknoloji ve uygulamalar nedeniyle bu araçların kullanımıyla ilgili mesleki bilgi yenilemeleri kaçınılmazdır. Bu kendini güncel tutma çabası başta kişilerin sorumluluğunda olmakla birlikte kurumsal bir görev olarak ele alınmalı ve meslek içi eğitimlerle kişilerin bilgisi güncel tutulmalıdır. Bu durum uygulamaların nitelikli olmasını, hastaya verilebilecek zararların en az düzeyde tutulmasını sağlayacaktır.

Sorumluluklar yetki çerçeveleri ve yaptırımlar ile tanımlanmak durumundadır. Bu durum yasal düzenlemeler yapılmasını zorunlu kılar. Yönetimler bu kuralların yaşama geçirilmesi ve denetiminden sorumludur.

Güvenlik kültürü, bir organizasyonun çalışanlarının güvenli çalışma alışkanlıkları ve davranışlarına ilişkin paylaşılan inanç ve değerler bütünüdür. Bu kavram, özellikle iş yerinde kaza ve hastalıkların önlenmesi için kritik öneme sahiptir. İlk defa 1986 yılında Çernobil nükleer kazası sonrası hazırlanan bir raporda ele alınmıştır ve işletmelerin güvenli ortam sağlaması açısından denetimlerin sürekli olması gerektiğini vurgular [13].

Etik ilkeler doğrultusunda hareket edilmesi radyasyonun yerinde kullanımını sağlar. Etik ilkelerin gerçekleşmesi, bilimsel olarak geliştirilmiş yöntemleri kullanmakla olanaklıdır. Bu

amaçla geliştirilmiş bilgilendirilmiş onam, gerekçelendirme, optimizasyon ve doz limitasyonu kavramları bilinçli şekilde ve yaygın olarak kullanılmalıdır (Tablo 2).

Tablo 2. Radyasyondan korunmadaki etik değerler ve araçlar

Etik	Araçlar
Özerlik-itibarı gözetme	Bilgilendirilmiş onam
Zarar vermeme-yararlı olma	Gerekçelendirme
Sağduyulu davranma	Optimizasyon
Adil olma	Doz sınırlaması
İhtiyatlı olma	Gerekçelendirme
Dürüstlük	Açıklık, bilgilendirme

Sonuç olarak, radyasyondan korunmadaki etik ilkeler evrensel değerlerden beslenir. İnsanı korumaya odaklıdır. Gerek hasta-hasta yakınları gerekse sağlık çalışanları ve toplumun bütününe zararlı etki ve adil olmayan tüketimden korumayı hedefler. Vicdani bir sorumlulukla hareket etmekle birlikte, araçları bilimsel yöntemlerle geliştirilmiş uygulamalardır.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

1. International Commission On Radiological Protection. ICRP ref: 4842-2907-2666. ICRP CODE OF ETHICS. Approved by the Main Commission on 2014 April 10. [CrossRef]
2. Cho KW, Cantone MC, Kurihara-Saio C, Le Guen B, Martinez N, Oughton D, et al. ICRP Publication 138: ethical foundations of the system of radiological protection. *Ann ICRP*. 2018; 47: 1-65. [CrossRef]
3. Beauchamp TL, Childress JF, editors. Principles of biomedical ethics. Oxford: Oxford University Press; 2013. [CrossRef]
4. Cho KW. Ethical foundations of the radiological protection system. *Ann ICRP*. 2016; 45(1 Suppl): 297-308. [CrossRef]
5. Ebdon-Jackson S, Frija G. Improving justification of medical exposures using ionising radiation: considerations and approaches from the European Society of Radiology. *Insights Imaging*. 2021; 12: 2. [CrossRef]
6. International Atomic Energy Agency. Justification of medical exposure in diagnostic imaging. proceedings series. Proceedings of an International workshop Brussels, 2-4 September 2009. Last Accessed Date: 11.02.2025. [CrossRef]
7. Malone J, Guleria R, Craven C, Horton P, Järvinen H, Mayo J, et al. Justification of diagnostic medical exposures, some practical issues: report of an International Atomic Energy Agency consultation. *Br J Radiol*. 2012; 85: 523-38. [CrossRef]
8. International Atomic Energy Agency. Governmental, legal and regulatory framework for safety: IAEA safety standards series No. GSR Part 1 (Rev. 1). 2016. Last Accessed Date: 11.02.2025. [CrossRef]
9. Kurth DA, Karmazyn BK, Waldrip CA, Chatfield M, Lockhart ME. ACR Appropriateness Criteria® methodology. *J Am Coll Radiol*. 2021; 18: 240-50. [CrossRef]

10. John Damilakis, Guy Frija, Boris Brkljacic, Eliseo Vano, Reinhard Loose, Graciano Paulo, et al. How to establish and use local diagnostic reference levels: an ESR EuroSafe imaging expert statement. *Insights Imaging*. 2013; 14: 27. [\[CrossRef\]](#)
11. Malone J, Zölzer F. Pragmatic ethical basis for radiation protection in diagnostic radiology. *Br J Radiol*. 2016; 89: 1059. [\[CrossRef\]](#)
12. Ploussi A, Efstathopoulos EP. Importance of establishing radiation protection culture in radiology departments. *World Journal of Radiology*. 2016; 8: 142-47. [\[CrossRef\]](#)
13. Hohenemser C, Deicher M, Ernst A, Hofsäss H, Lindner G, Recknagel E. Chernobyl: an early report. *Environment: Science and Policy for Sustainable Development*. 1986; 28: 6-43. [\[CrossRef\]](#)

1. Hangisi radyasyondan korunmanın etik ilkeleri arasında yer almaz?
 - a. Özerklik
 - b. Zarar vermeme
 - c. Dürüstlük
 - d. Sağduyulu davranma
 - e. Kaçınma
2. Hangisi radyasyondan korunmada etik açıdan sorumlular arasında yer almaz?
 - a. Hasta
 - b. Hasta yakınları
 - c. Randevu sekreteri
 - d. Radyoloji teknisyeni
 - e. Nükleer düzenleme kurulu
3. Radyasyondan korunma etiği ilkeleri ile bunu sağlayacak araçlar arasında uygun olmayan eşleşme hangisindedir?
 - a. Özerklik-bilgilendirilmiş onam
 - b. Zarar vermeme-gerekçelendirme
 - c. Adil olma-doza sınırlaması
 - d. Sağduyulu davranma-radyasyondan kaçınma
 - e. İhtiyatlı olma-gerekçelendirme
4. Hangisi bir organizasyonun çalışanlarının güvenli çalışma alışkanlıkları ve davranışlarına ilişkin paylaşılan inanç ve değerler bütünüdür?
 - a. Güvenlik kültürü
 - b. İş sağlığı
 - c. İş güvencesi
 - d. Sigorta kültürü
 - e. Çalışma etiği
5. Radyasyondan korunmada etik değerler konusunda Malone ve Zölzer'in 2016 yılında yayınladıkları pragmatik değer seti hangisinde doğru olarak verilmiştir?
 - a. Adil olma-dürüstlük-zarar vermeme-sorumluluk
 - b. Katılımcılık-sağduyulu davranma-yarar sağlama
 - c. Özerklik-zarar vermeme-adil olma-ihhtiyatlı olma-dürüstlük
 - d. İtibarı koruma-zarar vermeme-sağduyulu davranma-ihhtiyatlı olma
 - e. Özerklik-zarar vermeme-yarar sağlama-adil olma-şeffaflık

Radyasyon Doz Birimleri, Hasta Işınlanmasına Ait Belirteçler

Radiation Dose Units, Indicators of Patient Irradiation

© Aydın Parmaksız

Türkiye Enerji Nükleer ve Maden Araştırma Kurumu, Nükleer Enerji Araştırma Enstitüsü, Ankara, Türkiye

ÖZ

Bilgisayarlı tomografi (BT), floroskopi, mamografi ve kemik yoğunluğu ölçümü gibi modern tıbbi görüntüleme teknolojisi, hastalıkların erken teşhisi ve tedavi takibi için oldukça önemlidir. Ancak, iyonlaştırıcı radyasyon kullanan bu cihazlar için hasta güvenliği ve radyasyon dozu yönetimi esastır. Gray ve sievert gibi doz birimleri, radyolojide doz belirleme ve maruz kalma göstergeleri olarak kullanılırken; cilt giriş dozu, doz alanı ürünü, kümülatif hava kerma, ortalama glandüler doz, doz uzunluk ürünü ve BT doz indeksi gibi parametreler hasta maruziyetinin kritik göstergeleri olarak hizmet eder. Bu göstergeler, özellikle yüksek radyasyon içeren teşhis teknolojilerinde hasta güvenliğini artırmada ve olumsuz radyobiolojik etkileri azaltmada önemli rol oynar. Bu çalışmada iyonlaştırıcı radyasyon içeren teşhis ve tedavi takiplerinde hasta maruziyetinin tespitinde kullanılan doz birimleri ve tetkiklerde hastanın ışınlanmasının değerlendirmesinde kullanılan ışınlama parametreleri gözden geçirilecektir.

Anahtar Kelimeler: Tanısal X-ışınları, radyasyon maruziyeti, tomografi, radyografi, mamografi

ABSTRACT

Modern medical imaging technology such as computed tomography (CT), fluoroscopy, mammography, and bone density measurement are very important for early diagnosis of diseases and treatment follow-up. However, patient safety and radiation dose management are essential for these devices that use ionising radiation. While dose units such as Gray and sievert are used as dose determination and exposure indicators in radiology, parameters such as skin entrance dose, dose area product, cumulative air kerma, mean glandular dose, dose length product, and CT dose index serve as critical indicators of patient exposure. These indicators play an important role in increasing patient safety and reducing adverse radiobiological effects, especially in diagnostic technologies that involve high radiation. In this study, dose units used in determining patient exposure in diagnosis and treatment follow-ups involving ionising radiation and radiation parameters used in evaluating patient irradiation in examinations will be reviewed.

Keywords: Diagnostic X-rays, radiation exposure, tomography, radiography, mammography

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Radyolojide kullanılan radyasyon doz birimlerini ve bu birimlerin klinik uygulamadaki önemini açıklamak
- Radyasyon içeren tıbbi görüntülemelerde doz yönetimi ve optimizasyonun önemini anlatmak
- Hastanın radyasyon içeren tıbbi görüntülemelere ilişkin cihaz bazlı ışınlama belirteçlerini açıklamak



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Aydın Parmaksız, Türkiye Enerji Nükleer ve Maden Araştırma Kurumu, Nükleer Enerji Araştırma Enstitüsü, Ankara, Türkiye

E-posta: aydin.parmaksiz@tenmak.gov.tr, aydin.parmaksiz70@gmail.com **ORCID ID:** orcid.org/0000-0003-4000-5175

Geliş Tarihi/Received: 15.11.2024 **Kabul Tarihi/Accepted:** 21.11.2024 **Epub:** 21.02.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** xxxxxxxx

Cite this article as: Parmaksız A. Radiation dose units, indicators of patient irradiation. *Trd Sem.* 2025;13(1):8-21



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

GİRİŞ

Modern tıbbi görüntüleme teknolojisi, teşhis süreçlerinin hızını ve doğruluğunu artırarak sağlık hizmetlerinde önemli bir rol oynamaktadır. Bilgisayarlı tomografi (BT), dijital radyografi, manyetik rezonans görüntüleme (MRG), pozitron emisyon tomografisi ve kemik yoğunluğu ölçümü gibi farklı ekipmanların kullanılması hastalıkların erken tanı ve tedavi takibi için sağlam bir temel oluşturmaktadır. Ancak hasta güvenliği ve maruz kalınan radyasyon dozlarının yönetimi, özellikle iyonlaştırıcı radyasyon kullanan cihazlar için kritik öneme sahiptir. Amerikan Tıp Fizikçileri Birliği ve Uluslararası Radyolojik Korunma Komisyonu gibi yetkili kurumlar, doz tespiti için kapsamlı standartlar geliştirmekte ve bu cihazların kullanımı sırasında hasta güvenliğine yönelik standartlar belirlemektedir [1, 2].

Klinik uygulamada, radyasyon maruziyetini azaltmayı ve hasta güvenliğini sağlamayı amaçlayan yerleşik protokollere uyularak dozun tespiti ve maruziyet göstergeleri için çeşitli birimlerin kullanılması esastır. Gray (Gy) ve sievert (Sv) dahil olmak üzere doz birimleri bu amaca hizmet ederken, cilt giriş dozu (*entrance skin dose*, ESD), doz uzunluk ürünü (*dose length product*, DLP) ve BT doz indeksi (*computed tomography dose index*, CTDI_{vol}) gibi parametreleri hasta maruziyetinin kritik belirteçleri olarak işlev görür. Hastanın maruziyeti ile ilişkili kullanılan bu göstergeler, özellikle BT, floroskopi ve mamografi gibi nispeten yüksek radyasyon seviyeleri içeren tanı teknolojilerinde hastanın güvenliğini artırmada ve olumsuz radyobiyojik etkileri azaltmada önemli bir rol oynar.

TIBBİ GÖRÜNTÜLEMELERDE RADYASYONUN ROLÜ VE POTANSİYEL ETKİLERİ

Tıbbi görüntülemelerde radyasyon, hastalıkların tanısında ve tedavi sürecinin izlenmesinde önemli bir araç olarak karşımıza çıkar. İyonlaştırıcı radyasyon kullanılarak yapılan

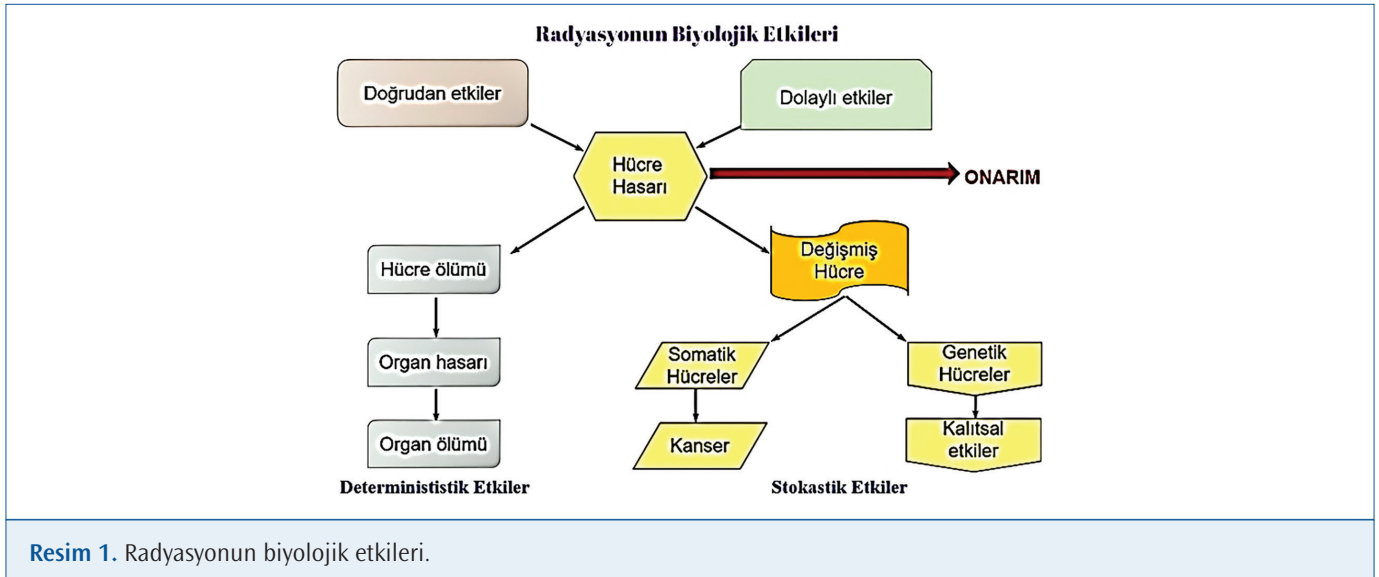
görüntüleme teknikleri, vücut içindeki yapılar hakkında detaylı bilgi sunarken, yüksek çözünürlükte anatomik ve fonksiyonel verilere erişim sağlar. BT, radyografi, floroskopi ve kemik dansitometre gibi cihazlar, radyasyonun dokulardaki farklı soğurulma özelliklerinden faydalanarak ayrıntılı görüntüler oluşturur. Bu cihazlar sayesinde kanser, kalp hastalıkları, akciğer enfeksiyonları, kırıklar ve sayılamayacak geniş bir yelpazede hastalığa tanı koymak mümkün hale gelmiştir.

Ancak, iyonlaştırıcı radyasyonun biyolojik dokular üzerindeki istenmeyen etkileri nedeniyle, bu tür tetkiklerin radyasyon dozlarının dikkatle yönetilmesi gerekmektedir. **Yüksek dozda veya tekrarlanan radyasyon maruziyeti, dokularda deoksiriboz nükleik asit hasarı, mutasyon riski ve kanser gibi uzun vadeli sağlık sorunlarına yol açabilir.** Bununla birlikte, çocuklar gibi daha hassas gruplar üzerinde X-ışını kullanımı, yetişkinlere göre daha fazla risk oluşturabilir, çünkü genç hücrelerin radyasyona karşı daha duyarlı olduğu bilinmektedir [3, 4]. Bu nedenle, radyolojik işlemlerde kullanılan dozların minimumda tutulması ve hastaların gereksiz radyasyona maruz kalmaması için düşük doz protokolleri, gelişmiş doz ölçüm cihazları ve teknolojik iyileştirmeler giderek daha fazla önem kazanmaktadır.

Radyasyonun biyolojik etkileri, stokastik ve deterministik etkiler olarak iki ana kategoriye ayrılır [5]:

Stokastik Etkiler: Düşük dozlarda bile meydana gelebilecek rastgele etkiler olup, kanser ve genetik mutasyon riskini artırır. Bu etkilerin meydana gelme olasılığı doza bağlı olarak artar, ancak etki şiddeti dozdan bağımsızdır.

Deterministik Etkiler: Belirli bir doz eşiğini aşan durumlarda ortaya çıkan etkiler olup, cilt yanıkları, saç dökülmesi veya organ hasarı gibi sonuçları içerir. Bu etkilerin hem sıklığı hem de şiddeti, alınan radyasyon dozuyla doğru orantılıdır (Resim 1).



Radyasyon maruziyetini minimize etmek için radyolojik uygulamalarda *as low as reasonably achievable* (ALARA) prensibi uygulanır [6]. ALARA, radyasyon dozunun mümkün olan en düşük seviyeye çekilmesini hedefler. Bu prensip doğrultusunda, cihaz ayarları optimize edilerek gereksiz maruziyetin önüne geçilir. Ayrıca, modern cihazlarda otomatik doz kontrol sistemleri kullanılarak hasta güvenliği sağlanmaktadır.

Radyoloji profesyonelleri, hasta güvenliğini sağlamak ve radyasyonun zararlı etkilerini en aza indirmek için doz yönetimi konusunda yeterli bilgiye sahip olmalıdır. Modern görüntüleme teknikleri ile birlikte geliştirilen cihazlarda yer alan otomatik doz ayarlama özellikleri, hastanın gereksiz radyasyona maruz kalmasını azaltmak için geliştirilmiştir. Ayrıca, ESD, DLP ve CTDI_{vol} gibi belirteçler kullanılarak, her bir görüntüleme işleminin hasta üzerindeki radyasyon etkisi değerlendirilmekte ve doz optimizasyonu sağlanmasına yardım etmektedir. Bu süreç, hem hasta güvenliği hem de tanılabilirlik açısından büyük bir değer taşır.

DOZ YÖNETİMİ VE OPTİMİZASYONUN ÖNEMİ

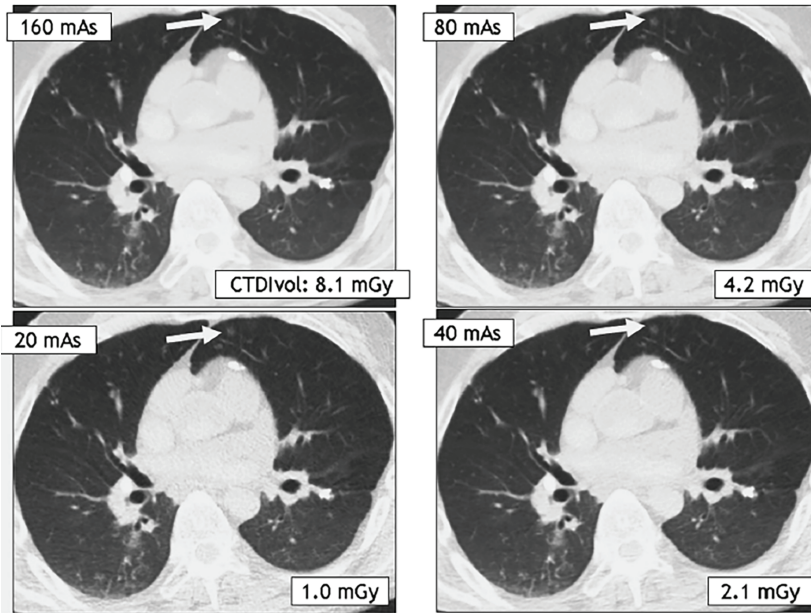
Radyolojide teşhis amaçlı kullanılan X-ışını cihazları, hastalıkların tanı sürecinde kritik bir rol oynamaktadır. BT, mamografi, konvansiyonel X-ışını, floroskopi ve kemik densitometri gibi cihazlar; her ne kadar doğru tanı ve tedavi planlamasında etkin bir araç sunsa da, hastaların bu cihazlarla maruz kaldığı iyonlaştırıcı radyasyon potansiyel riskler taşır. **BT gibi yüksek doz maruziyeti potansiyeline sahip cihazlarda, görüntü kalitesinden ödün vermeden**

doz azaltma tekniklerinin uygulanması hasta güvenliği için kritiktir (Resim 2). Örneğin, otomatik pozlama kontrolü ve iteratif rekonstrüksiyon teknikleri, BT taramalarında görüntü kalitesini korurken maruz kalınan radyasyon miktarını önemli ölçüde azaltmaktadır. Floroskopi gibi sürekli X-ışını kullanan cihazlarda ise, puls floroskopi ve maruziyet süresinin kısaltılması gibi yöntemler, radyasyon dozunu en aza indirmek için etkili çözümler sunar [7].

Akciğer nodüllerinin görüntülenmesi için önemli doz azaltımı (örneğin, daha düşük mAs) uygulanabilir [8].

Mamografi cihazlarında özellikle meme kanseri taramalarında kullanılan düşük doz protokolleri, radyasyon dozunun sınırlanması açısından önem taşır. Meme dokusunun radyasyona karşı hassas olması sebebiyle, düşük doz teknikleri uygulanarak hasta güvenliği artırılmaktadır [9]. Aynı şekilde, kemik densitometri gibi cihazlarda da düşük doz kullanımı, osteoporoz ve diğer kemik hastalıklarının değerlendirilmesi sırasında hasta maruziyetini en aza indirmek için tercih edilmektedir.

Çocuk hastalar gibi daha hassas gruplarda radyasyon dozu yönetimi çok daha dikkatli yapılmalıdır. **Çocukların hücrelerinin radyasyona daha duyarlı olması sebebiyle, pediatrik görüntüleme protokolleri, özellikle düşük doz ayarları ile optimize edilmelidir.** Konvansiyonel X-ışını cihazlarında ise, özellikle akciğer grafisi ve diğer sık yapılan tetkiklerde, görüntü kalitesinden ödün vermeden mümkün olan en düşük doz kullanımı tercih edilmelidir [10]. Radyasyon doz yönetimi



Resim 2. Transvers postmortem göğüs BT görüntüleri, farklı tüp akımlarında (160, 80, 40 ve 20 mAs) sol üst lobun medial yönünde buzlu cam nodülü (beyaz ok) göstermektedir.

BT, bilgisayarlı tomografi; mGy, miligray.

ve optimizasyonu, teşhis doğruluğunu koruyarak hasta güvenliğini sağlamaya yönelik bir zorunluluktur.

RADYASYON DOZ BİRİMLERİ

Soğurulan Doz (Gray)

Soğurulan doz, iyonlaştırıcı radyasyonun bir maddenin birim kütlesinde bıraktığı enerji miktarını ifade eden bir ölçü olup, Gy birimi ile ifade edilir. 1 Gy, 1-kilogram madde başına 1 joule enerjinin aktarılması anlamına gelir [11]. Radyasyona maruz kalan dokular tarafından soğurulan enerji miktarının belirlenmesi, biyolojik etkilerin değerlendirilmesinde kritik bir rol oynar ve tedavi planlamalarında önemli bir parametre olarak kullanılır.

$$D = \frac{E}{m} \quad (1)$$

Burada E , soğurulan enerjiyi (joule), m , ışına maruz kalan dokunun kütlesini (kg) ifade eder.

Soğurulma dozu, doğrudan biyolojik etkinin hesaplanmasına olanak tanımaz; ancak diğer doz belirteçleri (eşdeğer doz ve etkin doz gibi) ile birleştirilerek biyolojik risklerin tahmin edilmesinde kullanılır.

Soğurulan doz, özellikle radyoterapi gibi yüksek dozda radyasyon kullanılan uygulamalarda hedef dokulara verilen radyasyonun kesin bir şekilde hesaplanmasını sağlar. Böylece, tümör dokusuna yeterli radyasyon dozu uygulanırken sağlıklı dokuların maruziyetinin en aza indirilmesi hedeflenir. Radyoloji ve nükleer tıpta da düşük doz uygulamalarında doz yönetimi için soğurulan doz dikkate alınır ve bu sayede hastanın gereksiz radyasyon maruziyeti önlenmiş olur.

Soğurulan doz, farklı dokularda farklı biyolojik etkilere yol açabileceği için yalnızca enerji transferi miktarını değil, aynı zamanda dokuların radyasyona duyarlılığını da göz önünde bulundurmak gerekir. Bu yüzden, soğurulan dozun yanı sıra etkin doz ve eşdeğer doz gibi kavramlar da biyolojik etkinin tam olarak anlaşılmasına yardımcı olur. Ancak, soğurulan doz radyasyon güvenliği ve radyoterapi alanında en temel ölçüt olarak kabul edilmektedir ve uluslararası radyasyon koruma standartlarının belirlenmesinde temel referans noktasıdır.

Eşdeğer Doz (Sievert)

Eşdeğer doz, radyolojide hastaların ve çalışanların maruz kaldığı radyasyonun biyolojik etkilerini değerlendirmede önemli bir ölçüdür ve Sv birimi ile ifade edilir. Radyolojide kullanılan farklı türdeki iyonlaştırıcı radyasyonların (örneğin X-ışını, gama ışını) dokular üzerindeki biyolojik etkileri değişkenlik gösterebilir. Eşdeğer doz, bu farklılıkları göz önünde bulundurarak, soğurulan dozun radyasyonun biyolojik etkinliğine göre düzeltilmiş halini verir ve radyasyon ağırlık

faktörleri (W_R) kullanılarak hesaplanır [12]. Bu, farklı radyasyon türlerinin insan dokuları üzerindeki göreceli etkilerini karşılaştırma imkanı sağlar.

$$E = D_T \times W_R \quad (2)$$

Burada D , soğurulma dozunu (Gy), W_R , radyasyon ağırlık faktörünü ifade eder (örneğin, X-ışını için 1'dir).

Radyolojide eşdeğer doz kavramı, özellikle radyasyon güvenliğinin sağlanması ve radyasyon kaynaklı risklerin yönetilmesinde kritik bir öneme sahiptir. Radyasyonla çalışan profesyonellerin ve radyoloji hastalarının maruz kaldığı dozun değerlendirilmesi için eşdeğer doz hesaplamaları yapılır. Çalışanlar için yıllık eşdeğer doz sınırları belirlenmiştir ve bu sınırların aşılmasında için doz yönetim sistemleri uygulanır, böylece radyasyona bağlı mesleki riskler en aza indirilir.

Radyolojik görüntüleme işlemlerinde, hastaların belirli organ veya dokularına maruz kalan radyasyonun etkilerinin değerlendirilmesinde de eşdeğer doz hesaplanır. Örneğin, mamografi veya BT taramaları gibi radyolojik işlemlerde, radyasyonun biyolojik etkilerini dikkate alarak düşük doz protokolleri geliştirilir ve böylece hastaların gereksiz radyasyon maruziyeti azaltılır. Eşdeğer doz, farklı organ ve dokuların radyasyona duyarlılığını göz önünde bulundurarak hasta güvenliğini sağlamak adına kullanılır.

Eşdeğer dozun radyolojide doğru ve etkili bir şekilde hesaplanması, hastaların radyasyon kaynaklı potansiyel risklerinin minimize edilmesine katkı sağlar ve güvenli bir görüntüleme süreci oluşturmaya yardımcı eder. Radyasyon güvenliği için eşdeğer doz ölçütleri, hastaların ve çalışanların korunmasında hayati bir rol oynamaktadır.

Etkin Doz (Sievert)

Etkin doz, iyonlaştırıcı radyasyonun insan vücudundaki biyolojik etkilerini genel bir ölçüyle ifade etmek için kullanılan bir doz birimidir ve Sv ile gösterilir. Bu kavram, farklı organ ve dokuların radyasyona karşı duyarlılığındaki farklılıkları göz önünde bulundurur ve böylece tüm vücutta radyasyonun potansiyel etkilerini temsil eden bir ortalama doz değeri sunar. Etkin doz, her bir organ veya dokuda soğurulan dozun, doku ağırlık faktörleri (W_T) ile çarpılmasıyla hesaplanır [13]. Bu hesaplama, vücutta farklı bölgelerin radyasyona maruziyetine bağlı olarak ortaya çıkabilecek genel sağlık risklerini değerlendirme olanağı sağlar.

$$E = \sum_T H_T \times W_T \quad (3)$$

Burada H_T , organ veya doku için eşdeğer dozu, W_T , organ veya dokunun ağırlık faktörünü (biyolojik hassasiyeti temsil eder) ifade eder.

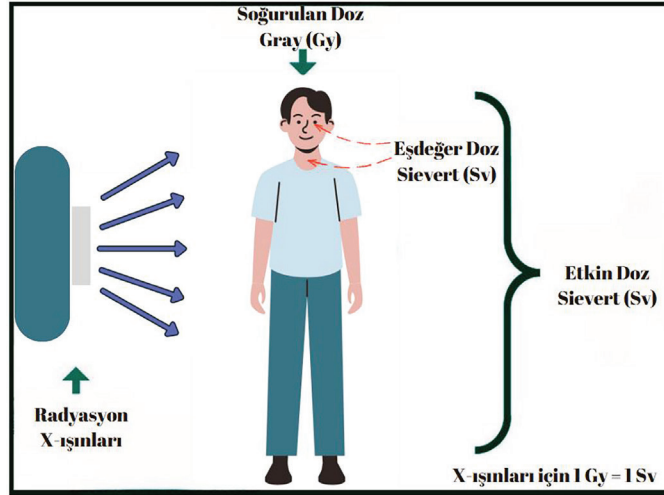
Radyoloji alanında etkin doz, özellikle hastaların ve radyasyonla çalışan sağlık personelinin maruz kaldığı radyasyon miktarını değerlendirmek için kullanılır. Örneğin, BT taramaları gibi yüksek doz radyasyon içeren görüntüleme yöntemlerinde etkin doz ölçümleri, hastaların maruz kalabileceği uzun vadeli riskleri minimize etmek için önemlidir. Etkin doz, görüntüleme protokollerinin optimize edilmesinde ve gereksiz radyasyon maruziyetinin önlenmesinde kritik bir rol oynar.

Etkin doz ayrıca, radyasyon çalışanları için de güvenlik standartlarının oluşturulmasında kullanılır. Radyasyon güvenliği uygulamaları çerçevesinde, radyasyon ile çalışanların yıllık etkin doz sınırlarının aşılmaması sağlanarak radyasyon kaynaklı mesleki riskler azaltılır. Etkin doz, genel radyasyon maruziyetini ölçmek ve sağlık risklerini öngörmek için kapsamlı bir değerlendirme sunar. [Resim 3](#), soğurulan doz, eşdeğer doz ve etkin doz arasındaki ilişkiyi göstermektedir.

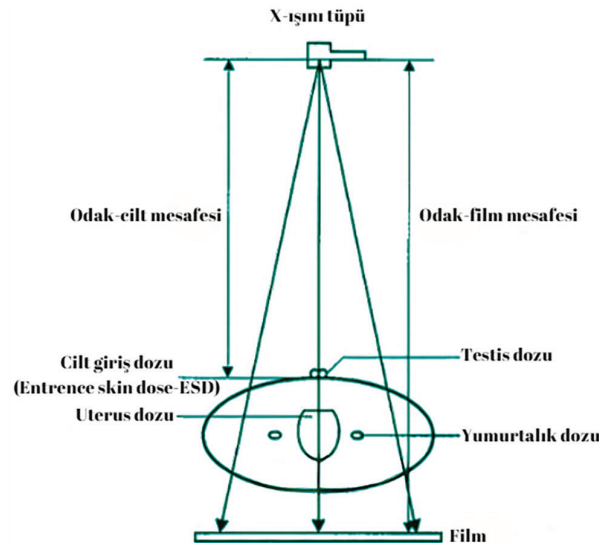
RADYOLOJİDE X-IŞINI KULLANILARAK TEŞHİS AMAÇLI KULLANILAN CİHAZLAR VE DOZ BELİRTEÇLERİ

X-ışını Cihazlarının Kullanım Alanları ve Doz Belirteçleri

Röntgen cihazları, radyolojide en yaygın kullanılan görüntüleme sistemlerinden biridir ve birçok klinik durumda hastalıkların teşhisinde kullanılır. Özellikle kemik kırıkları, akciğer enfeksiyonları, diş muayeneleri ve bazı abdominal hastalıkların teşhisinde X-ışını cihazları yaygın olarak tercih edilir. X-ışınları, dokulardan geçerken farklı yoğunluklarda soğurulur ve bu sayede vücut iç yapılarının görüntülenmesini sağlar. Bu görüntüleme yönteminin hızlı ve etkili olması, acil durumlarda hastaların hızlı bir şekilde değerlendirilmesine olanak tanır ([Resim 4](#)).



Resim 3. Soğurulan doz, eşdeğer doz ve etkin doz ilişkisi [14].



Resim 4. Konvansiyonel X-ışını [15].

Röntgen cihazlarının kullanımı sırasında hastanın maruz kaldığı radyasyon miktarını değerlendirmek için çeşitli doz belirteçleri kullanılır. **Doz alanı çarpımı (DAP), hasta üzerinde belirli bir alanda uygulanan toplam radyasyon dozunu hesaplamak için kullanılan önemli bir belirteçtir.** DAP değeri, hastanın cilt yüzeyinde birim alan başına düşen doz miktarının alanla çarpılmasıyla elde edilir ve genellikle $mGy \times cm^2$ birimiyle ifade edilir. Bu belirteç, hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun değerlendirilmesinde ve radyasyonun biyolojik etkilerini tahmin etmede önemli bir parametre olarak kullanılır [11, 16].

Ayrıca, X-ışını çekimleri sırasında kullanılan diğer bir doz belirteci de ESD olarak bilinir. Kısaca ESD, X-ışını demetinin hastanın cildine ilk giriş yaptığı noktadaki radyasyon miktarını ifade eder. Bu ölçüm, radyasyon güvenliği açısından hastanın maruziyetinin minimize edilmesi ve gereksiz dozların önlenmesi için önemlidir. X-ışını çekimlerinde ESD ve DAP ölçümlerinin yapılması, hasta güvenliği açısından önemli bir uygulama olup, düşük doz protokollerinin geliştirilmesine de katkı sağlar.

$$DAP = ESD \times A \quad (4)$$

Bu formülde ESD giriş cilt dozunu (cilt yüzeyine ulaşan radyasyon miktarı), A ise ışınlanan alanın boyutunu ifade eder. DAP değeri, işlemin tamamında hastanın maruz kaldığı toplam doz hakkında bilgi verir ve giriş cilt dozundan farklı olarak tüm alanı kapsayan doz miktarını sunar. Bu yüzden, hasta

maruziyetini daha kapsamlı bir şekilde izlemek için DAP değeri sıklıkla tercih edilir.

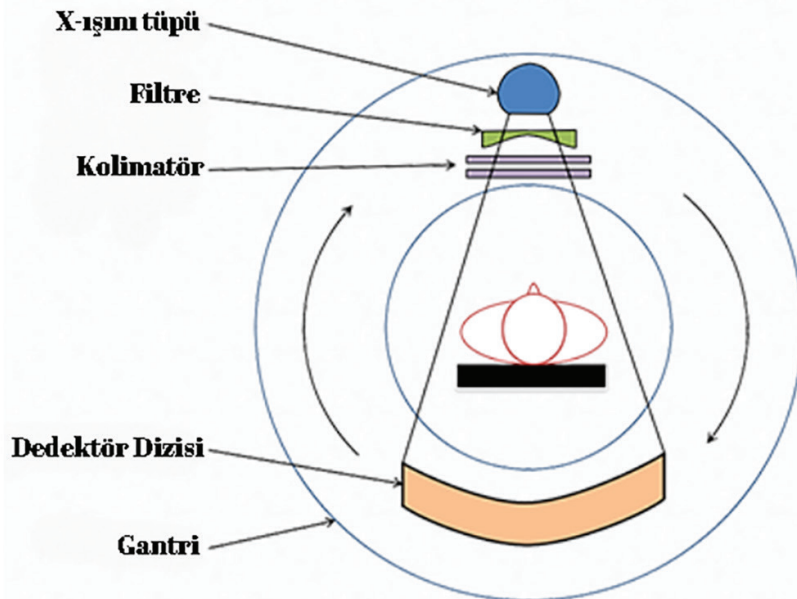
$$ESD = BSF \times Tube Output \left(\frac{mGy}{mAs} \right) \times \left[\frac{100}{FSD} \right]^2 \times mAs \quad (5)$$

Burada; geri saçılma faktörü (*backscatter factor*), *Tube Output* (tüp çıkışı), 1 m mesafede farklı kVp ayarlarında X-ışını tüpünün mGy/mAs cinsinden ışın çıkışı, mAs tüp akımının pozlama süresiyle çarpılması ve odak-cilt mesafesidir (*focus to skin distance*) (cm) [17].

Bilgisayarlı Tomografinin Kullanım Alanları ve Doz Belirteçleri

Bilgisayarlı tomografi, tıbbi görüntülemenin en yaygın kullanılan yöntemlerinden biridir ve sağlık sektöründe çok geniş bir uygulama yelpazesi sunmaktadır. BT, yüksek çözünürlükte iç organlar, kemikler ve yumuşak dokular hakkında detaylı bilgi edinmeyi mümkün kılar. Bu teknoloji, özellikle travmalar, onkolojik hastalıklar, kardiyovasküler hastalıklar, nörolojik bozukluklar ve enfeksiyonların teşhisinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Resim 5).

Bilgisayarlı tomografinin kullanımı, hastaların klinik yönetimini iyileştirirken, aynı zamanda yüksek dozda **iyonlaştırıcı radyasyon maruziyeti ile dikkat çeker.** Dolayısıyla, hasta güvenliğini sağlamak ve gereksiz radyasyon maruziyetini önlemek amacıyla doz belirteçlerinin doğru kullanımı gereklidir. Bu doz belirteçleri, genellikle *Digital Imaging*



Resim 5. Bilgisayarlı tomografi bileşenleri [18].

and Communications in Medicine standartlarında hasta maruziyetini takip eden parametreler içerir. Örneğin, CTDI ve DLP gibi doz belirteçleri, BT cihazlarının doz yönetimini değerlendirmede önemli araçlardır [19].

BT doz indeksi, hasta tarafından soğurulan radyasyon dozunun bir ölçüsüdür. CTDI, tek bir kesit üzerinde alınan radyasyon miktarını ifade eder ve formülasyonu şu şekildedir:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (6)$$

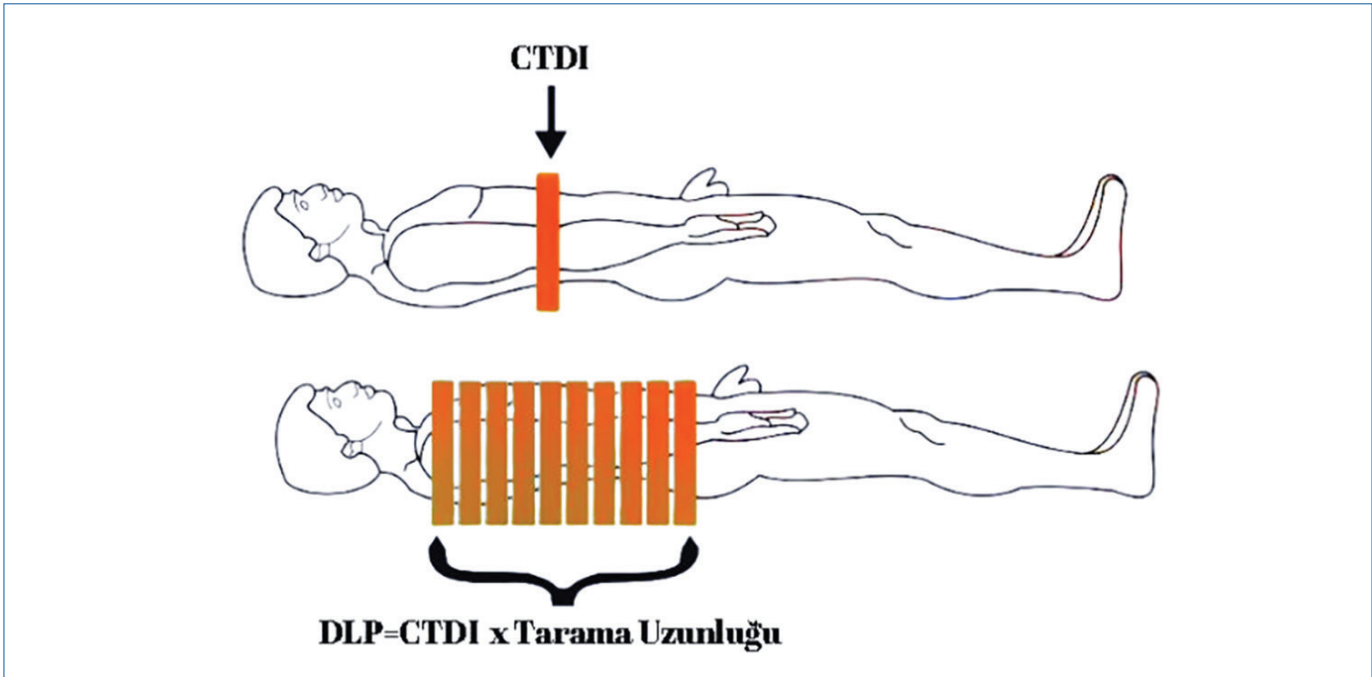
Bu formülde, n tarayıcı başına düşen kesit sayısını, T kesit kalınlığı, $D(z)$ ise belirli bir konumdaki doz profilini ifade eder. CTDI, belirli bir kesit için hesaplandığından genel tarama dozu hakkında tam bir bilgi vermez. Ancak, taramanın tek

bir kesitindeki doz bilgisi sayesinde toplam dozun tahmin edilmesine katkı sağlar.

Doz uzunluk ürünü, BT taramalarında hastanın toplam maruziyet dozunu ifade eden bir diğer önemli parametredir ve tüm tarama boyunca soğurulan doz miktarını gösterir. **DLP, CTDI ve tarama uzunluğunun çarpımı ile hesaplanır:**

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (7)$$

Burada, $CTDI_{vol}$ hacimsel CTDI değerini, L ise tarama uzunluğunu ifade eder (Resim 6). DLP, CT taramalarında hastanın maruz kaldığı toplam radyasyon dozunu yansıtarak, dozun optimizasyonu ve hastanın korunması için önemli bir parametre sunar.



Resim 6. CTDI ve DLP ilişkisi [20].

CTDI, bilgisayarlı tomografi doz indeksi; DLP, doz uzunluk ürünü.

Floroskopi Kullanım Alanları ve Doz Belirteçleri

Floroskopi, radyolojide sıkça kullanılan bir görüntüleme tekniğidir ve vücudun iç yapılarının gerçek zamanlı olarak gözlemlenmesine olanak tanır. Bu yöntem, hareketli organların incelenmesi ve belirli müdahaleler sırasında kılavuzluk sağlanması gibi durumlarda yaygın olarak kullanılır. Floroskopi özellikle gastrointestinal sistem, kardiyovasküler sistem ve ortopedik prosedürler gibi çeşitli klinik alanlarda tercih edilmektedir. Örneğin, anjiyografi ve ortopedik cerrahi uygulamalarda detaylı gözlem ve yönlendirme sağlar [21].

Floroskopi, yüksek dozda radyasyon kullanımını gerektiren bir teknik olduğundan, hasta güvenliği açısından doz yönetimi büyük önem taşır. Bu nedenle, çeşitli doz belirteçleri kullanılarak hastanın maruz kaldığı radyasyon miktarı izlenir. Floroskopide yaygın olarak kullanılan doz belirteçlerinden biri, işlem süresince hastaya verilen toplam doz hakkında bilgi sağlayan Kümülatif Hava Kerma (CAK) değeridir. Diğer bir önemli belirteç ise, radyasyonun etkili olduğu alanın boyutunu dikkate alarak hastanın toplam maruziyetini gösteren DAP değeridir. Kümülatif hava kerma değeri şu şekilde hesaplanır:

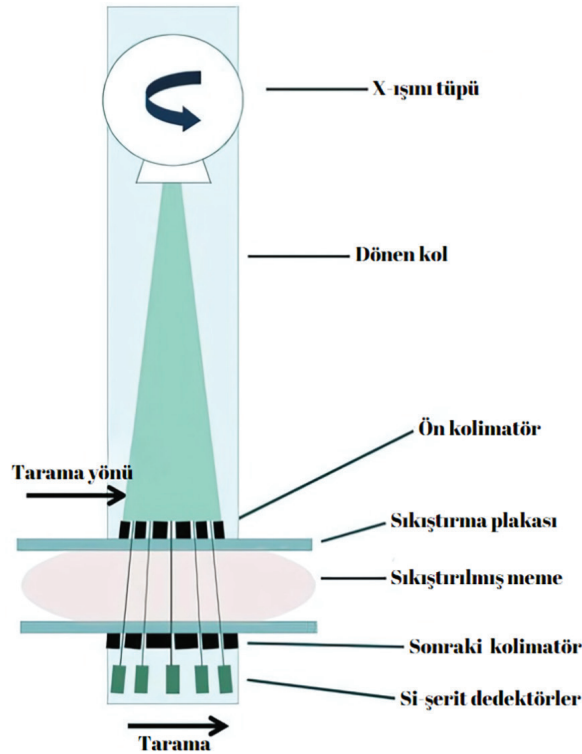
$$CAK = \int_0^t \dot{K}(t) dt \quad (8)$$

Burada, $\dot{K}(t)$ işlem süresince birim zamanda biriken kerma oranını ifade eder. CAK değeri, uzun süren floroskopik işlemler sırasında hasta cildinin maruz kaldığı radyasyon miktarını takip etmeyi ve işlem süresince maruziyeti kontrol altında tutmayı sağlar.

Mamografi Kullanım Alanları ve Doz Belirteçleri

Mamografi, meme dokusunun detaylı görüntülenmesini sağlayarak meme kanseri gibi hastalıkların erken teşhisinde büyük rol oynayan bir görüntüleme yöntemidir. Mamografinin, tarama ve tanı amaçlı kullanımları bulunmaktadır. Tarama mamografisi, belirti göstermeyen bireylerde meme kanserinin erken dönemde tespiti için düzenli aralıklarla yapılırken, tanısal mamografi ise semptomatik bireylerde kesin teşhis koymak amacıyla gerçekleştirilir. Mamografi, radyolojik incelemelerde kadın sağlığı açısından kritik bir yere sahiptir ve erken teşhis imkanı sunarak tedaviye erken başlamayı mümkün kılar (Resim 7).

Mamografide en yaygın kullanılan doz belirteci, meme dokusunun ortalama soğurma miktarını ifade eden Ortalama Glandüler Doz [Average Glandular Dose veya Mean Glandular



Resim 7. Mamografi sistemi taslağı [22].

Dose (MGD)] değeridir [23]. MGD, meme kanseri tarama programlarında radyasyon güvenliği açısından önemli bir standart olarak kabul edilmektedir.

$$MGD = K \times g \times c \times s \quad (9)$$

Burada K, üst yüzeyde hesaplanan giriş yüzeyi hava kermasıdır (geri saçılma olmadan). Faktör g, %50 glandülariteye karşılık gelir. c-faktörü, %50 glandülariteden kaynaklanan tipik memelerin kompozisyonundaki farkı düzeltir. Faktör s, X-ışını spektrumunun seçiminden kaynaklanan farklılıkları düzeltir.

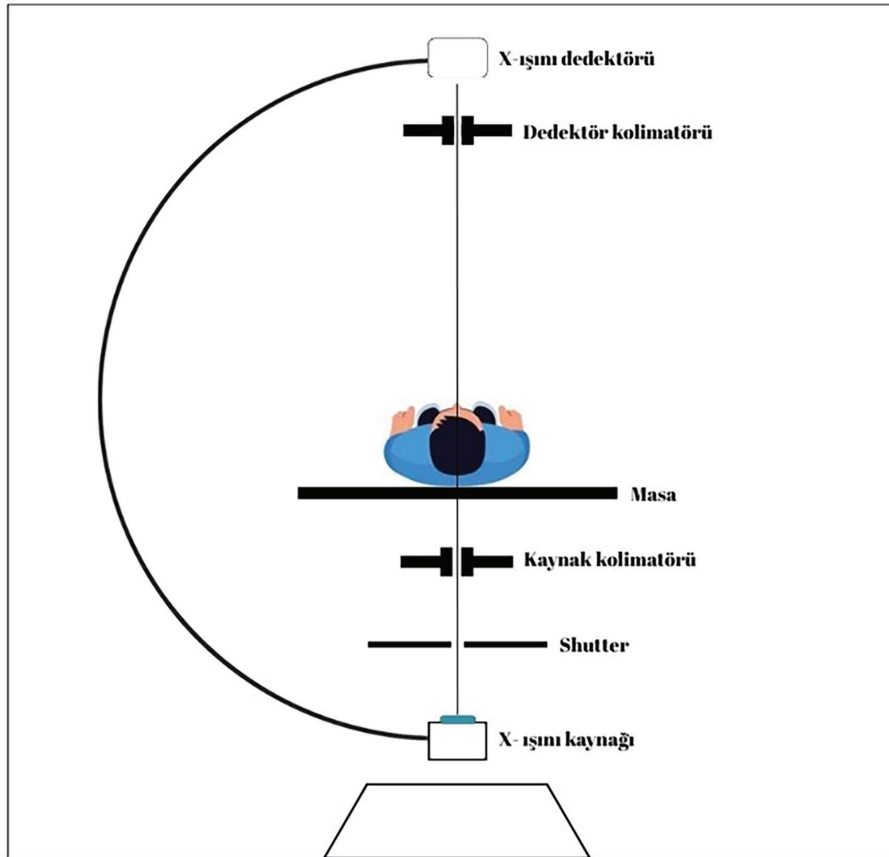
Mamografi cihazlarının kalibrasyonu ve uygun teknik protokollerinin uygulanması, MGD'nin düşük tutulmasını sağlamak açısından önemlidir. Teknolojik gelişmeler sayesinde, günümüzde düşük dozda radyasyon kullanarak yüksek kaliteli görüntüler elde etmek mümkün hale gelmiştir.

Bu durum, hasta güvenliğini artırırken, meme kanseri tarama programlarının etkinliğini de desteklemektedir.

Kemik Densitometre Kullanım Alanları ve Doz Belirteçleri

Kemik densitometresi, kemik mineral yoğunluğunu ölçmek amacıyla kullanılan ve özellikle osteoporozun teşhisinde yaygın bir şekilde tercih edilen bir görüntüleme yöntemidir (Resim 8). Kemik sağlığının değerlendirilmesinde önemli bir yere sahip olan bu cihazlar, kemik yoğunluğundaki azalmayı tespit ederek kemik kırık riski taşıyan bireyleri belirlemeye yardımcı olur. Özellikle menopoz sonrası kadınlarda, yaşlılarda ve osteoporoz riski taşıyan diğer bireylerde kemik sağlığının izlenmesi amacıyla kullanılmaktadır.

Kemik densitometre cihazları, X-ışınları kullanarak düşük radyasyon dozu ile yüksek doğrulukta ölçüm yapar.



Resim 8. DXA sisteminin bileşenlerini gösteren şematik diyagram [24].

DXA, dual-energy X-ray absorptiometry.

Dual-energy x-ray absorptiometry (DXA) olarak bilinen yöntem, en yaygın kullanılan kemik yoğunluk ölçüm tekniğidir [25]. DXA yöntemi düşük dozda radyasyon kullanmasına rağmen, hasta güvenliğini sağlamak amacıyla maruz kalınan radyasyon miktarının izlenmesi önemlidir. Bu amaçla, densitometri cihazlarında kullanılan ana doz belirteci kümülatif doz olarak bilinir ve işlem süresince hastaya verilen toplam radyasyon dozunu gösterir.

Dual energy X-ray absorptiometry yöntemiyle yapılan kemik yoğunluk ölçümleri sırasında kullanılan düşük radyasyon dozları, diğer görüntüleme teknikleriyle kıyaslandığında oldukça güvenlidir. Bununla birlikte, özellikle düzenli takip gereken hastalarda doz yönetimi ve optimizasyonu önemlidir. Son yıllarda, gelişen teknoloji sayesinde DXA cihazlarının radyasyon dozunu daha da düşürmesi sağlanmış olup, hastaların gereksiz radyasyona maruziyeti minimize edilmiştir.

Dental Radyografi Kullanım Alanları ve Doz Belirteçleri

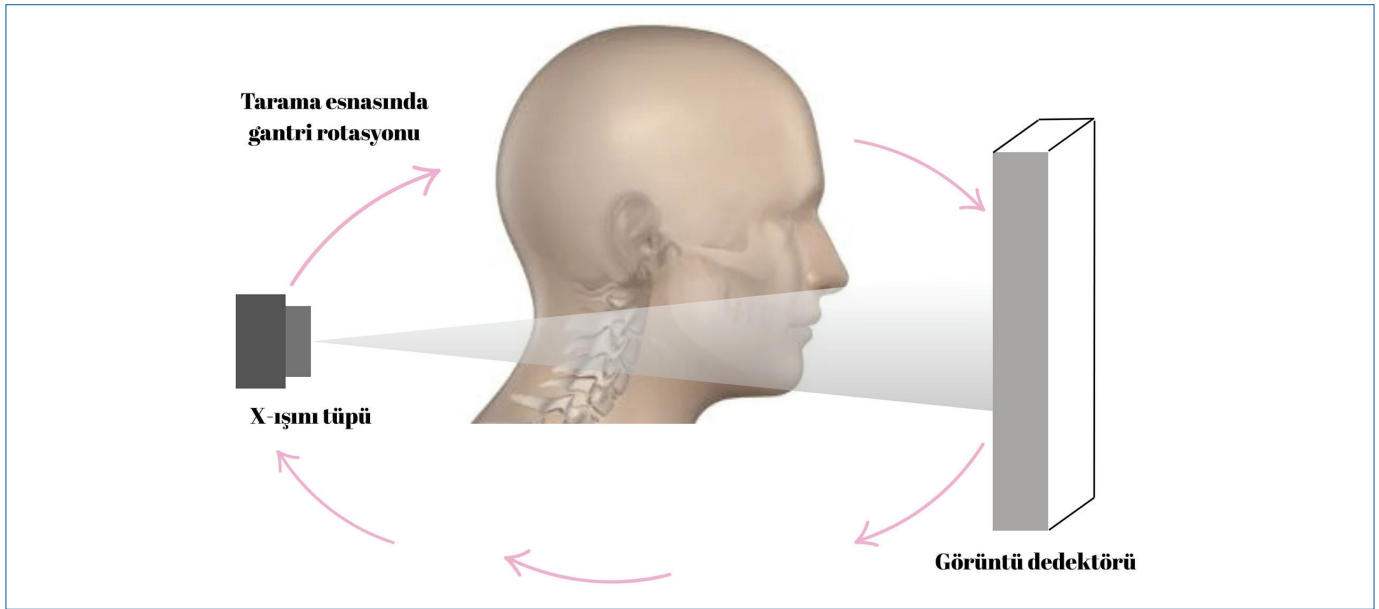
Dental radyografi, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir görüntüleme yöntemidir ve diş ile çevresindeki kemik yapılarının detaylı incelenmesine olanak tanır. Dental radyografi teknikleri, çürük tespiti, diş köklerinin yapısal değerlendirmesi, periodontal hastalıkların tanısı ve cerrahi müdahale gerektiren durumların planlanması gibi çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan en yaygın dental radyografi türleri arasında periapikal, panoramik ve bitewing görüntülemeler yer alır [26].

Dental radyografi, genellikle düşük dozlarda X-ışını kullanmasına rağmen, hastaların güvenliği açısından radyasyon maruziyetinin ölçümü önemlidir (Resim 9). **Dental radyografide kullanılan başlıca doz belirteci ESD olarak bilinir.** ESD, hastanın cildine ulaşan radyasyon dozunun miktarını ifade eder ve diş hekimliğinde doz yönetiminin temel göstergelerinden biridir. Ayrıca, dental tomografi gibi üç boyutlu görüntüleme sağlayan cihazlarda DAP değeri, hastanın toplam radyasyon maruziyetini göstermek için kullanılabilir.

Dental radyografide kullanılan radyasyon dozları diğer tıbbi görüntüleme yöntemlerine göre nispeten düşük olmasına rağmen, özellikle çocuklar gibi radyasyona daha duyarlı gruplarda maruziyetin kontrol edilmesi önemlidir. Modern dental radyografi cihazları, doz optimizasyonunu sağlamak amacıyla düşük doz teknikleri ve dijital algılayıcılar ile donatılmıştır. Bu sayede, gereksiz radyasyon maruziyetini minimize ederek hasta güvenliği artırılmaktadır.

Mobil X-ışını Cihazları Kullanım Alanları ve Doz Belirteçleri

Mobil X-ışını cihazları, özellikle hareket kabiliyeti kısıtlı hastaların ve yoğun bakım ünitesinde yatan hastaların görüntülenmesinde önemli bir rol oynar. Hastanın taşınmadan görüntülenmesi gerektiği durumlarda kullanılan bu cihazlar, travma ve cerrahi müdahale sonrası görüntülemeler, pandemi döneminde enfeksiyon kontrolünü sağlamak gibi çeşitli amaçlarla yaygın olarak tercih edilmektedir. Mobil X-ışını cihazları, acil servis ve ameliyathane gibi hastane içi özel



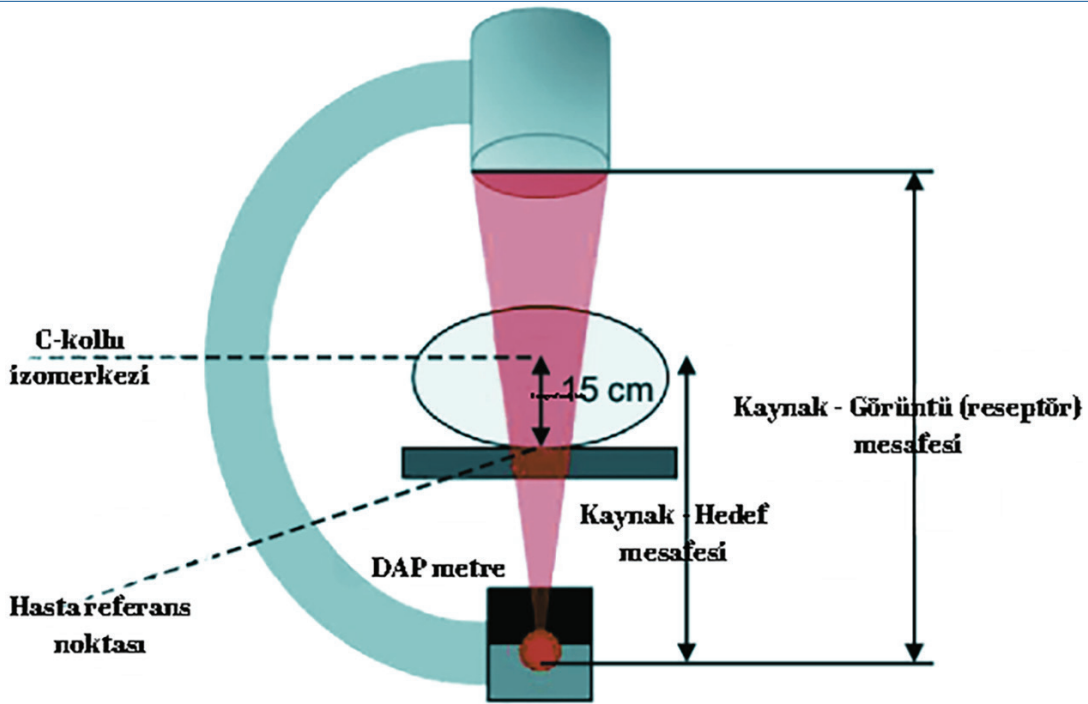
Resim 9. Cone beam BT taramanın temel prensibi [27].

BT: bilgisayarlı tomografi.

alanlarda da hızlı ve etkin bir şekilde radyolojik değerlendirme yapmaya olanak tanır [28, 29].

Mobil X-ışını cihazlarında hasta güvenliği için radyasyon dozunun dikkatli bir şekilde yönetilmesi gerekmektedir. Bu cihazlarda en yaygın kullanılan doz belirteci ESD olup, hastanın cildine ulaşan radyasyon dozunu ölçer. **ESD, mobil cihazlarda hastaya verilen radyasyon miktarının izlenmesi açısından kritik bir parametredir.** Ayrıca, işlem süresince kullanılan toplam radyasyon dozu hakkında bilgi veren DAP değeri de mobil X-ışını cihazlarında önemli bir doz belirteci olarak kullanılır (Resim 10).

Mobil X-ışını cihazları, standart X-ışını cihazlarına göre genellikle daha düşük dozlarda radyasyon kullanır. Ancak hastanın yakın mesafeden görüntülenmesi gerektiği durumlarda, doğru doz yönetimi ve radyasyondan korunma önlemlerinin alınması önem taşır. Modern mobil X-ışını cihazları, dijital algılayıcılar ve doz optimizasyon teknikleriyle donatılmış olup, gereksiz radyasyon maruziyetini azaltarak hasta güvenliğini artırmaktadır.



Resim 10. C-kollu skopi şeması [30].

SONUÇ

Radyolojide yeni teknolojiler, radyasyon dozu optimizasyonunda çığır açıcı yenilikler sunmaktadır. Bu kapsamda yapay zekâ ve makine öğrenmesi algoritmaları, hasta özelinde düşük doz protokolleri oluşturma amacıyla kullanılarak yüksek çözünürlüklü, düşük radyasyonlu görüntüler elde etmeyi sağlamaktadır [31, 32]. Özellikle *photon counting* CT gibi sistemler, her bir X-ışını fotonunu ayrı ayrı ölçerek tanınal doğruluğu artırırken radyasyon maruziyetini azaltır [33]. *Photon counting*, pediatrik ve onkolojik görüntülemelerde sıklıkla tercih edilmektedir çünkü düşük dozlarda yüksek hassasiyetle çalışır.

Gelişmiş dedektör ve yazılım teknolojileri ise radyasyona maruziyeti minimumda tutmak amacıyla optimize edilmiştir. Dedektör teknolojilerindeki yenilikler sayesinde, görüntü kalitesini artıran ve dozu düşüren özellikler ön plana çıkmaktadır. Örneğin, yeni *pulsed fluoroscopy* teknikleri, özellikle karmaşık prosedürlerde radyasyon süresini ve şiddetini sınırlayarak hasta güvenliğine katkıda bulunur [34, 35].

Gelişmiş sensörler ve daha hassas doz ölçüm sistemleriyle desteklenen yeni MRG teknolojileri, radyasyon kullanmadan yüksek çözünürlük sunarak radyolojide devrim yaratabilir. Hastaya özel tanımlanan doz yönetimi, hastanın yaş, cinsiyet ve klinik durumuna göre optimize edilerek daha güvenli bir görüntüleme süreci sağlamayı hedeflemektedir.

Teknolojik gelişmelerin ve kullanılan yeni yöntemlerin radyasyonun tıbbi alanda daha güvenli kullanılmasına önemli katkılar sağladığı ve gelecekte teşhis ve tedavi sürecinin takibi için çok önemli faydalar sağlayacağı bilinmektedir. Hastanın, radyolojik uygulamalardan maruz kaldığı radyasyon dozunun günümüzde yakın geçmişe oranla oldukça düştüğü ve gelecekte daha da azalacağı öngörülmektedir. Bununla birlikte hastaların tıbbi uygulamalardan maruz kaldığı radyasyon dozlarının bahsekonu doz belirteçlerinin kullanılarak takip edilmesi ve radyolojik uygulamalarda hastaya mümkün olan en düşük dozun verilmesinin teşhis ve tedavi sürecinin takibine önemli katkılar sağlayacağı da bilinmektedir.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazarlar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

1. International Commission on Radiological Protection (ICRP), Ann ICRP (n.d.). [CrossRef]
2. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). (n.d.). AAPM Report Series. American Association of Physicists in Medicine. [CrossRef]

3. Brenner DJ, Doll R, Goodhead DT, Hall EJ, Land CE, Little JB, et al. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. *Proc Natl Acad Sci USA*. 2003; 100: 13761-6. [CrossRef]
4. Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2001; 176: 289-96. [CrossRef]
5. Choudhary S. Deterministic and stochastic effects of radiation. *Cancer Ther Oncol Int J*. 2018; 12: 2. [CrossRef]
6. Yeung AWK. The "As Low As Reasonably Achievable" (ALARA) principle: a brief historical overview and a bibliometric analysis of the most cited publications. *Radioprotection*. 2019;54:103-9. [CrossRef]
7. Tsapaki V. Radiation dose optimization in diagnostic and interventional radiology: current issues and future perspectives. *Phys Med*. 2020; 79: 16-21. [CrossRef]
8. Singh S, Kalra MK, Ali Khawaja RD, Padole A, Pourjabbar S, Lira D, et al. Radiation dose optimization and thoracic computed tomography. *Radiol Clin North Am*. 2014; 52: 1-15. [CrossRef]
9. Fausto AM, Lopes MC, de Sousa MC, Furquim TA, Mol AW, Velasco FG. Optimization of image quality and dose in digital mammography. *J Digit Imaging*. 2017; 30: 185-96. [CrossRef]
10. Verdun FR, Alamo L, Miéville FA, Gudinchet F. Radiation dose management in pediatric CT. *Curr Radiol Rep*. 2013; 23-9. [CrossRef]
11. Allisy-Roberts P, Williams J. Farr's physics for medical imaging. Elsevier. 2008. [CrossRef]
12. Sweni S, Meenakshisundaram R, Thirumalaikolundusubramanian P. Cardiovascular toxicity as a result of radiological imaging. *Heart and Toxins, Elsevier*. 2015; 521-46. [CrossRef]
13. Martin CJ. Effective dose in medicine. *Ann ICRP*. 2020; 49: 126-40. [CrossRef]
14. Aanenson JW, Till JE, Grogan HA. Understanding and communicating radiation dose and risk from cone beam computed tomography in dentistry. *J Prosthet Dent*. 2018; 120: 353-60. [CrossRef]
15. Salma MU, Obayda MA, Nawreen IJ, Parvin T. Evaluating radiation exposure for patients during pelvic X-ray exams in Dhaka Metropolitan Area, Bangladesh. In: *European Journal of Medical and Health Sciences*. 2024; 6: 30-5. [CrossRef]
16. Muhdin A, Seife T. A mathematical approach evaluation of dose area product (DAP) using to patients undergoing intravenous urography examinations in Addis Ababa, Ethiopia. *Int J Radiol Imaging Technol*. 2021; 7: 085. [CrossRef]
17. Ofori K, Gordon SW, Akrobertu E, Ampene AA, Darko EO. Estimation of adult patient doses for selected x-ray diagnostic examinations. *J Radiat Res Appl Sci*. 2014; 7: 459-62. [CrossRef]
18. Asif SF. CT instrumentations. (2024). [CrossRef]
19. Shirazu S, Mensah Y, Schandorf C, Mensah SY, Owusu A. Comparison of measured values of CTDI and DPL with standard reference values of different CT scanners for dose management. *Int J Sci Res Sci Technol*. 2017; 185-90. [CrossRef]
20. The imaging physicist radiology-physics education, (2017). [CrossRef]
21. Li X, Hirsch JA, Rehani MM, Yang K, Liu B. Effective dose assessment for patients undergoing contemporary fluoroscopically guided interventional procedures. *AJR Am J Roentgenol*. 2020; 214: 158-70. [CrossRef]
22. Ding H, Molloy S. Quantification of breast density with spectral mammography based on a scanned multi-slit photon-counting detector: a feasibility study. *Phys Med Biol*. 2012; 57: 4719-38. [CrossRef]
23. Dance DR, Sechopoulos L. Dosimetry in X-ray-based breast imaging. *Phys Med Biol*. 2016; 61: 271-304. [CrossRef]

24. International Atomic Energy Agency (IAEA). (2010). Dual energy X-ray absorptiometry for bone mineral density and body composition assessment. In IAEA Human Health Series No. 15. *International Atomic Energy Agency*. [\[CrossRef\]](#)
25. Gonera-Furman A, Bolanowski M, Jędrzejuk D. Osteosarcopenia-the role of dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) in diagnostics. *J Clin Med*. 2022; 11: 2522. [\[CrossRef\]](#)
26. D. Hart, M. Hillier, B. Wall. doses to patients from radiographic and fluoroscopic X-ray imaging procedures in the UK-2010 Review, 2010. [\[CrossRef\]](#)
27. Kaasalainen T, Ekholm M, Siiskonen T, Kortseniemi M. Dental cone beam CT: an updated review. *Phys Med*. 2021; 88: 193-217. [\[CrossRef\]](#)
28. Delavarifar S, Nikoo MH, Jorat MV, Savardashtaki A, Sayadi M. Patients' radiation exposure during various types of cardiac arrhythmias ablation. *Int Cardiovasc Res J*. 2017; 11: 66-70. [\[CrossRef\]](#)
29. Chitnavis JP, Karthikesaligam A, Macdonald A, Brown C. Radiation risk from fluoroscopically-assisted anterior cruciate ligament reconstruction. *Ann R Coll Surg Engl*. 2010; 92: 330-4. [\[CrossRef\]](#)
30. Lee M, Kwon J, Ryu GW, Kim KH, Nam HW, Kim KP. Review of national diagnostic reference levels for interventional procedures. *Progress in Medical Physics*. 2019; 30: 75. [\[CrossRef\]](#)
31. Kim B, Romeijn S, van Buchem M, Mehrizi MHR, Grootjans W. A holistic approach to implementing artificial intelligence in radiology. *Insights Imaging*. 2024; 15: 22. [\[CrossRef\]](#)
32. Xu L, Busch F, Adams LC, Bressemer KK. Artificial intelligence in radiology and radiotherapy. In: *Onkologie*. 2024 ; 30. [\[CrossRef\]](#)
33. van der Bie J, van Straten M, Booiij R, Bos D, Dijkshoorn ML, Hirsch A, et al. Photon-counting CT: review of initial clinical results. *Eur J Radiol*. 2023; 163: 110829. [\[CrossRef\]](#)
34. Cohen MD. Optimizing the use of pulsed fluoroscopy to reduce radiation exposure to children. *J Am Coll Radiol*. 2008; 5: 205-9. [\[CrossRef\]](#)
35. Ali O, Kesar V, Alizadeh M, Kalachi K, Twery B, Wellnitz N, et al. Low-dose pulsed vs standard pulsed fluoroscopy during ERCP to reduce radiation without change in image quality: prospective randomized study. *Endosc Int Open*. 2024; 12: 554-60. [\[CrossRef\]](#)

1. Aşağıdakilerden hangisi bir doz birimidir?

- a. Cilt giriş dozu (ESD)
- b. Ortalama glandüler doz (MGD)
- c. BT doz indeksi ($CTDI_{vol}$)
- d. Kümülatif hava kerma (KAP)
- e. Etkin doz (Gy)

2. Aşağıdakilerden hangisi radyolojide hasta ışınlamasına ilişkin bir belirteçtir?

- a. Soğurulma dozu (Gy)
- b. Eşdeğer doz (Sv)
- c. Etkin doz (Sv)
- d. Cilt giriş dozu (ESD)
- e. Işınlama dozu (C/kg)

3. Aşağıdakilerden hangisi doğrudur?

- a. Tanısal radyolojide iyi görüntü için almak için hastaya biraz fazla radyasyon verilmelidir.
- b. Tanısal radyolojide hastaya en düşük doz verilmelidir.
- c. Tanısal radyolojide görüntü kalitesinden ödün vermemek şartıyla mümkün olan en düşük doz verilmelidir.
- d. İyi bir tanı koymak için bilgisayarlı tomografi uygulamaları sıkça kullanılmalıdır.
- e. Kadınlarda göğüs kanserinin erken teşhisi için mamografi taramaları yaygınlaştırılmalıdır.

4. Aşağıdakilerden hangisi doğrudur?

- a. DLP, $CTDI_{vol}$ ve tarama uzunluğunun çarpımına eşittir.
- b. ESD, DAP ve ışınlanan alanın çarpımına eşittir.
- c. Dual-energy x-ray absorptiometry (DXA) olarak bilinen yöntem, hastaya en fazla radyasyon veren radyolojik ölçüm tekniğidir.
- d. Osteoporoz riski taşıyan bireylerin tanısı için Radyografi çekimi yapılmalıdır.
- e. Mobil X-ışını cihazları özellikle pediatrik hastalar için kullanılır.

5. Hastanın radyasyondan korunması açısından, hangi radyolojik uygulama en güvenlidir?

- a. Bilgisayarlı tomografi
- b. Manyetik rezonans görüntüleme
- c. Kemik yoğunluk ölçümü
- d. Mamografi
- e. Floroskopi

Hastanın Aldığı Radyasyonun Ölçülmesi/Kayıt Edilmesi, Doz Takip Sistemleri

Measurement/Recording of Patient Radiation Exposure and Dose Tracking Systems

İD Gökhan Kahraman¹, İD Gökçe Kaan Ataç²

¹Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

²Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Zonguldak, Türkiye

ÖZ

Hastalıkların tanı ve tedavisinde oldukça önemli rol oynayan radyolojik görüntülemeler günümüzde tıbbi uygulamaların vazgeçilmez bir parçası haline gelmiştir. Ancak bu süreç, radyasyon maruziyetinin ve potansiyel sağlık risklerinin de artışına sebep olmaktadır. Hastaların radyasyondan korunması için gerekçelendirme, optimizasyon ve tanısal referans düzeylerinin belirlenmesi gibi stratejiler uygulanmaktadır. Bu kapsamda hasta dozlarının ölçülmesi, kaydedilmesi ve analiz edilmesi kritik öneme sahiptir. Gelişen dijital teknolojilerle birlikte doz takip sistemleri (DTS), radyasyon dozunun takibi ve optimizasyonunda önemli araçlar haline gelmiştir. DTS, radyolojik tetkiklerden elde edilen doz verilerini toplar, analiz eder ve raporlar. Bu sistemler, hasta güvenliğini artırmanın yanı sıra, radyasyon maruziyetini azaltmaya ve görüntüleme kalitesini optimize etmeye olanak tanır. Ancak DTS'nin etkin şekilde kullanılabilmesi için veri doğruluğu, personel eğitimi ve sistem entegrasyonu gibi konulara dikkat edilmesi gerekmektedir. Bu derlemede, doz metriklerinden görüntü kalitesi değerlendirmelerine, DTS'nin temel bileşenlerinden yapay zeka uygulamalarına kadar geniş bir çerçevede doz yönetimi süreçleri, hasta güvenliği ve görüntüleme kalitesinin dengelenmesine yönelik öneriler ele alınmıştır.

Anahtar Kelimeler: Radyasyon dozu, doz optimizasyonu, tanısal referans düzeyi, doz takip/yönetim sistemleri

ABSTRACT

Imaging, which plays a crucial role in the diagnosis and treatment of diseases, has become an indispensable part of modern medical practice. However, this process has also led to increased radiation exposure and potential health risks. Strategies such as justification, optimization, and the establishment of diagnostic reference levels are implemented to protect patients from radiation. In this context, the measurement, recording, and analysis of patient doses are of critical importance. With the advancement of digital technologies, dose tracking/management systems (DTS) have emerged as vital tools for monitoring and optimizing radiation doses. DTS collect, analyze, and report dose data obtained from radiological procedures. These systems not only enhance patient safety but also help minimize radiation exposure and optimize imaging quality. However, to ensure the effective use of DTS, attention must be paid to data accuracy, staff training, and system integration. This review addresses a wide range of topics related to dose management processes, including dose metrics, image quality assessment, the fundamental components of DTS, and artificial intelligence applications. Additionally, it provides recommendations for balancing patient safety and imaging quality.

Keywords: Radiation dose, dose optimization, diagnostic reference level, dose tracking/management systems

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Radyasyon doz ve görüntü kalitesi metriklerini öğrenmek.
- Tıbbi görüntülemede doz takibini süreçlerini-radyasyon dozlarının ölçülmesi, kaydedilmesi, toplanması ve analizi-öğrenmek.
- Doz takip sistemleri ile radyasyon dozunun nasıl izleneceğini, doz optimizasyonu ve radyasyon güvenliği artırma süreçlerini anlamak.



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Gökhan Kahraman, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

E-posta: gokhankahraman1@outlook.com **ORCID ID:** orcid.org/0000-0001-9902-8844

Geliş Tarihi/Received: 01.12.2024 **Kabul Tarihi/Accepted:** 04.02.2025 **Epub:** 11.03.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Kahraman G, Ataç GK. Measurement/recording of patient radiation exposure and dose tracking systems. *Trd Sem*. 2025;13(1):22-37



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

GİRİŞ

Tıbbi görüntülemede iyonlaştırıcı radyasyonun kullanımı, X-ışınlarının keşfinden hemen sonra başlayarak, hastalıkların teşhisi ve tedavisinde giderek artan önemli avantajlar sağlamıştır. Bununla birlikte, son yıllarda tıbbi görüntüleme incelemelerinin sayısının hızla artması, radyolojik görüntülemelerden kaynaklanan kişisel ve toplam radyasyon dozlarında kayda değer bir artışa neden olmuştur [1]. Bu durum, hastaların tıbbi incelemelerde gerekçelendirilmeyen ve/veya optimize edilmemiş radyasyon maruziyetinden korunmasının önemini daha da artırmıştır.

Hastanın tıbbi ışınlamalarda radyasyondan korunması kavramı Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu'nun, (*International Atomic Energy Agency, IAEA*) öncülüğünde tüm üye ülkelere önerdiği üç aşamalı bir plan gerektirir. Hastanın sadece radyasyon içeren incelemeye gereksinimi olduğunda bu incelemenin uygulanması (gerekçelendirme) ilk aşamadır. Gerekçelendirilmiş ışınlamanın, hastaya klinik olarak şüphelenilen hastalığın radyolojik bulgularını ortaya koyacak radyasyon dozlarında uygulanması, optimizasyon olarak belirlenir. Bu dozların, sık uygulanan incelemelerde, benzer cihazlarda hangi hasta dozlarında uygulandığını karşılaştırılması amacıyla tanısıl referans düzeyleri (*diagnostic reference level, DRL*) belirlenmeli ve radyoloji merkezlerinde optimizasyona bir dayanak olarak uygulanmalıdır [2]. Bu bağlamda, Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu'nun (*International Commission on Radiological Protection, ICRP*) önerileri ile IAEA güvenlik standartları'nı temel alarak hasta dozimetrisi ve DRL'ler için gereksinimler belirlemiştir [3, 4]. Ancak, IAEA'nın 2015 ve 2016 yıllarında düzenlediği toplantılarda, hasta dozimetrisi ve DRL'ler ile ilgili gerekliliklerin uygulanmasında eksiklikler belirlenmiş ve radyasyon maruziyetinin izlenmesi için optimize edilmiş koruma yöntemleri sunulması talep edilmiştir [5]. 2019 ve 2020 yıllarındaki toplantılar ise gerekçelendirme ve optimizasyon süreçlerini iyileştirmek amacıyla, tekrarlanan görüntülemelere odaklanmış ve bireysel olarak hastaların radyasyon maruziyet geçmişinin izlenmesi ile bu bilgilerin hekimlere iletilmesinin gerekliliği vurgulanmıştır [6].

Doz takip süreci, radyasyon doz optimizasyonunda, doz maruziyetlerinin analizinde ve tıbbi görüntüleme prosedürlerinin gerekçelendirilmesinde kritik bir araç olarak kabul edilmektedir [4]. **Tıbbi görüntüleme uygulamalarında hastaların maruz kaldığı radyasyon dozunun ölçülmesi, kaydedilmesi, toplanması ve analiz edilmesi, doz takibi sürecinin kritik aşamalarını oluşturmaktadır.** Uzun yıllardır bu süreç, radyasyon doz takibi yapan sağlık merkezlerinde, bölge ya da ülkelerde, periyodik aralıklarla hasta dozimetrisi anketleri ile sınırlı sayıdaki verinin elle kayıt tutulmasıyla gerçekleştirilmiştir. Ancak, bu yöntemin yanlış veri girişi riski ve uzun süreler alması gibi insan katkısına bağlı olası olumsuzlukları mevcuttur [4]. Ülkemizde gerçekleştirilen ilk

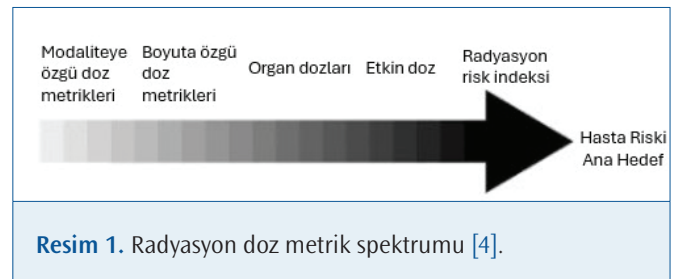
DRL çalışmasında verilerin elde edilmesi ile ilgili endişeler dile getirilerek daha farklı sistemlerin kullanılması önerilmiştir [7]. Günümüzde ise bu sürecin tüm aşamalarında otomatik veya yarı otomatik dijital doz takip sistemlerinin (*dose tracking/management systems, DTS*) kullanımıyla hasta doz maruziyetinin takibi kolaylaşmıştır. Dijital sistemler, daha geniş kapsamlı veri toplama ve analiz imkanı sunarak, doz optimizasyonu ve maruziyet değerlendirmelerinde daha yüksek doğruluk ve verimlilik sağlamaktadır. Bu sistemlerin faydalarına ve potansiyeline rağmen, bu DTS, dünya çapında sağlık merkezlerinin yalnızca bir kısmında kullanılmakta ve uygulamalarında belirgin bir farklılık söz konusudur. Radyasyon doz takibi ile ilgili kapsamlı uluslararası yönergelerin eksikliği nedeni ile IAEA, hasta radyasyon maruziyetinin takibine yönelik detaylı ve kapsamlı öneriler içeren bir kılavuz yayınlamıştır [4].

Bu bölümde, öncelikle doz ve görüntü kalitesi metrikleri ile risk indekslerine kısaca değinilecektir. Ardından radyasyon doz takibi gerekçe ve hedefleri tartışılacak, yayınlanmış kılavuzlar ışığında radyasyon doz takibi sürecinin aşamaları ayrıntılı olarak incelenecek ve DTS kapsamlı bir şekilde ele alınacaktır.

Radyasyon Doz Metrikleri

Radyolojik görüntüleme incelemeleri üç temel aşamadan oluşur: görüntü elde etme, görüntüyü işleme ve görüntünün sunulması. Radyolojik görüntülemede, görüntü elde etme aşaması hasta doz maruziyetini doğrudan, görüntü işleme aşaması ise dolaylı olarak etkiler. Bu aşamalar hastaların maruz kaldıkları radyasyon dozlarının kontrolünde belirleyicidir. X-ışını kullanan değişik radyolojik modalitelerde farklı teknolojiler ile görüntünün oluşturulmasına rağmen, temel görüntüleme parametreleri arasında pik tüp voltajı, tüp akımı, tarama zamanı, tüp akım-zamanı, tüp/obje/detektör uzaklıkları ve filtrasyon ilk sıralarda yer almaktadır. Bu parametreler radyasyon dozuna etki eden önemli etkenlerdendir. Görüntü elde etme parametreleri hem hastaların radyasyon doz veya riskinin doğru şekilde hesaplanmasında hem de optimizasyon sürecinde oldukça kritik önem arz eder [8].

Hastaların maruz kaldıkları dozun hesaplanmasında, görüntüleme parametreleri ve hasta özellikleri gibi birçok veri kullanılır. Burada temel amaç doz maruziyetinden kaynaklanan gerçek hasta riskini en doğru şekilde tahmin edebilmektir (Resim 1). Hasta riskinin belirlenmesinde modalitenin cinsi



Resim 1. Radyasyon doz metrik spektrumu [4].

ve hastanın boyutlarına ve ışın alan vücut bölgesine özgü doz metrikleri, organ dozları, etkin doz gibi radyasyon doz metrik spektrumunu gözden geçirmek gerekir [9].

Modaliteye Özgü Doz Metrikleri

Modaliteye özgü radyasyon doz metriği, farklı tıbbi görüntüleme modalitelerinin [bilgisayarlı tomografi (BT), direkt grafi, mamografi gibi] hasta üzerindeki radyasyon dozunu ölçmek için kullanılan ölçüm birimlerini ifade eder. Görüntüleme modaliteleri farklı fiziksel prensiplere dayanarak çalıştığından her modalite için farklı bir doz metriği kullanılır. **Rutin olarak, radyolojik görüntülemelerde hastaların modaliteden işlem sırasında aldıkları dozlar dozimetre kullanılarak doğrudan ölçülmez. Bunun yerine modern görüntüleme cihazları maruz kalınan radyasyon dozunu tahmin edebilen donanım ve yazılımlara sahiptir. Bu teknolojiler görüntüleme parametrelerini ve/veya tüp çıkış enerjilerini kullanarak hastanın aldığı dozu tahmini olarak hesaplar ve kullanıcılara raporlar.** Günümüzde Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu'nun tanınmış ve girişimsel radyoloji için önerdiği modalitelere özgü doz metrikleri Tablo 1'de özetlenmiştir [9, 10].

Boyuta Özgü Doz Metrikleri

Bu metrikler, hasta boyutunun da hesaba katılmasından dolayı hasta doz riskini daha iyi temsil eder. **Boyuta özgü doz metriklerinden en dikkate değer olanı, boyut spesifik doz tahmini (size-specific dose estimate, SSDE) olarak bilinir. BT'de**

görüntüleme yapılan hasta kesit boyutlarına göre SSDE değerini hesaplanarak $CTDI_{vol}$ ve buna bağlı doz tahmini yapılır [9-11].

Organ Dozları

Organların radyasyona duyarlılıkları birbirinden farklıdır, bu nedenle her bir organ için maruz kalınan radyasyonun doğru bir şekilde hesaplanması, hastanın gelecekteki sağlık risklerinin tahmin edilmesinde kritik bir rol oynar. Bu duyarlılık farkı göz önünde bulundurularak organ dozları hesaplanır. Organ dozlarının hesaplanması kompleks bir süreçtir ve genellikle hastanın fiziksel özelliklerine, kullanılan radyolojik modaliteye ve çekilen görüntüleme prosedürüne göre farklılık gösterir. Organ dozları, Monte Carlo benzetim yöntemleri içeren vücut ve organ modelleri kullanılarak tahmin edilir, ancak her hastada farklılık gösterdiği için hata payı yüksektir. Yeni yöntemler, hastayı bir dizi daha gerçekçi insan modeli ile eşleştirip radyasyon simülasyonları kullanarak organ dozlarının daha doğru hesaplanmasını sağlar. Bu yöntemlerle organ dozu %10'dan az hata payı ile hesaplanabilir. **Radyasyonun farklı organlar üzerindeki etkilerini değerlendirmek için organlara özgü doku ağırlık faktörleri kullanılır. Bu faktörler, ICRP tarafından yayınlanmış, toplamı 1'e eşit olacak şekilde, değişik yüzdelerde her organın radyasyona karşı duyarlılığını yansıtır.** Organların radyasyondan kaynaklanan hasara duyarlılıklarına göre, bu ağırlıklar kullanılarak organ dozları hesaplanabilir. Bazı radyolojik görüntülemelerde, belirli organlar (örneğin mamografide meme, floroskopide deri) daha yüksek doz alır.

Tablo 1. Modaliteye özgü radyasyon doz metrikleri [9, 10]

Nicelik	Önerilen semboller	Uygulamada kullanılan birimler	Yaygın kullanılan diğer semboller	İlişkili nicelik	Modalite
Hava kerma	$K_{a,i}$	mGy	IAK		Radyografi ve floroskopi, girişimsel radyoloji görüntülemeleri, dental intraoral radyografi, mamografi ve meme tomosentezi
Hava kerma hızı	$\dot{a}_i$	mGy/s			
Giriş yüzey hava kerma	$K_{a,e}$	mGy	ESAK	Giriş yüzey dozu	
Referans noktası hava kerma	$K_{a,r}$	mGy	CAK		Floroskopi ve floroskopi eşliğinde gerçekleştirilen girişimsel işlemler
Hava kerma alan çarpımı	PKA	mGy·cm ²	KAP	Doz alan çarpımı	Radyografi, floroskopi, girişimsel radyoloji görüntülemeleri, dental panoramik radyografi ve dental konik ışın BT
Ağırlıklı BT hava kerma indeksi	C_w	mGy	Ağırlıklı CTDI ($CTDI_w$)		BT
Hacimsel BT hava kerma indeksi	C_{vol}	mGy	Hacimsel CTDI ($CTDI_{vol}$)		BT
Hava kerma uzunluk çarpımı	PKL	mGy·cm	DLP	Doz uzunluk çarpımı	BT

BT, bilgisayarlı tomografi; CAK, kümülatif hava kerması; $CTDI_{vol}$, bilgisayarlı tomografi doz indeksi.

Girişimsel radyolojideki uygulamalarda, deri ya da lens gibi organların radyasyon yaralanmalarında da izole organ dozları hesaplanır. Bu nedenle, radyolojik görüntülemelerin doz takibi ve optimizasyonlarının da bu organlara özellikle dikkat edilerek gerçekleştirilmesi oldukça önemlidir [9, 10, 12].

Etkin Doz

Organ dozu, bir hastanın radyasyon riskini değerlendirmede önemlidir, ancak her organın dozu ayrı hesaplandığı ve hastanın doz riskinin birçok sayı ile ifade edilmesi kullanım zorluğu yaratır. Bu sorunu çözmek için etkin doz kullanılır. **Etkin doz, tüm organların radyasyon dozlarının ağırlıklı toplamıdır ve tek bir sayı olarak ifade edilir. Bu, hem hastaların radyasyon doz riskinin değerlendirilmesini ve iletişimi kolaylaştırır hem de farklı tıbbi işlemlerden, farklı radyasyon kaynaklarından alınan dozların karşılaştırılabilmesini sağlar.** Etkin dozun hesaplanmasında birçok yöntem kullanılabilir. Bu yöntemlerden hasta spesifik organ dozlarına dayanan hesaplama yöntemi, en doğru yöntem olarak kabul edilir. Etkin dozun hesaplanmasında kullanılan değişik yöntemler farklı sonuçlar verebilir bu nedenle etkin dozlar raporlanırken kullanılan yöntemler hakkında ayrıca detaylı bilgi de sunulmalıdır [9, 10, 13].

Radyasyon Risk İndeksi

Radyasyonun olası etkilerini daha ayrıntılı bir şekilde değerlendirmek amacıyla geliştirilmiş bir kavramdır. Geleneksel etkin doz yaklaşımı, radyasyona maruz kalma sonucunda kanser gelişme riskini genel bir şekilde tahmin ederken yaş, cinsiyet ve bireysel hasta özelliklerini yeterince dikkate almaz. Radyasyon risk indeksi (RRI) ise bu eksiklikleri gidermeyi hedefler. **RRI, tıbbi görüntüleme sırasında radyasyon kaynaklı kanser riskini tahmin etmek ve azaltmaya yönelik stratejiler geliştirmek amacıyla, daha duyarlı ve kişiye özel bir risk tahmin yöntemidir [14].**

Görüntü Kalitesi Metrikleri

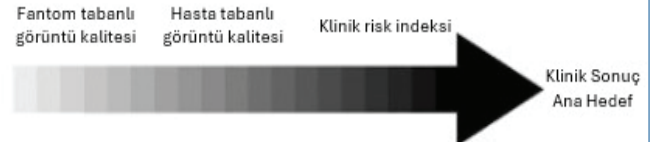
Tıbbi görüntülemeyi sadece radyasyon riski açısından değerlendirmek yetersizdir. **Radyasyon dozunun düşük ancak görüntü kalitesinin yetersiz olduğu durumlar da hasta bakım kalitesine etkileri nedeniyle bir risk olarak kabul edilmekte ve klinik risk olarak adlandırılmaktadır.** Tıbbi görüntülemeler klinik risk ile radyasyon riski dengelenerek gerçekleştirilmelidir. Radyasyon riski ölçümleri gibi görüntü kalitesi de belirli ölçümler ile değerlendirilebilir. Hastaların klinik sonuçlarını doğrudan ölçmek zor olduğundan, bu amaçla dolaylı ölçütler kullanılmaktadır. Bu ölçütler, fantom tabanlı ve modaliteye özgü parametrelerden başlayarak hastaya özgü verilere kadar geniş bir yelpazede yer alır (Resim 2) [4].

Fantom Tabanlı Görüntü Kalitesi

Fantom tabanlı görüntü kalitesi metrikleri arasında çözünürlük, kontrast ve gürültü gibi temel parametreler bulunmaktadır. Çözünürlük, bir görüntüdeki detayların keskinliğini ve ayırım gücünü ifade ederken kontrast, farklı dokuların veya yapılarının sinyal seviyelerinin arka plana göre belirginliğini tanımlar. Gürültü ise hastadan kaynaklanmayan sinyallerin, görüntüdeki rastgele dalgalanmalar olarak ortaya çıkmasını ifade eder. Bu temel metrikler, kontrast-gürültü oranı (*contrast-to-noise ratio*, CNR), sinyal-gürültü oranı (*signal-to-noise ratio*, SNR) gibi kombine metriklerle de değerlendirilebilir. CNR, iki farklı yapının (örnek kitle ve çevre doku) sinyal farkının, gürültüye oranıdır. Yüksek CNR, yapılar arasındaki farkın daha belirgin ve ayırt edilebilir olduğunu ifade eder. Özellikle düşük kontrastlı lezyonları tespit etmekte önemlidir. SNR, bir görüntüdeki sinyal gücünün, gürültü gücüne oranıdır. Yüksek SNR, görüntüdeki detayların daha net olduğunu ve gürültünün daha az olduğunu gösterir. Görüntüleme sistemlerinin performansı, fantomlar kullanılarak fiziksel parametreler üzerinden test edilir. Ancak, bu metrikler yalnızca fiziksel görüntü kalitesini yansıtır ve her zaman klinik tanıya yönelik kaliteyi doğrudan temsil etmez. Göreve özgü görüntü kalitesi ölçümleri, tanısal doğruluk ve görüntüleme performansının değerlendirilmesinde kritik bir rol oynamaktadır [4, 8].

Hastaya Dayalı Görüntü Kalitesi

Fantomlar ile ölçülen görüntü kalitesi metrikleri hastalardaki anatomik varyasyonları tam olarak yansıtamaz. Modern görüntüleme sistemleri, hasta özelliklerine göre otomatik ayarlamalar yaparak görüntü kalitesini optimize etmeye çalışsa da her zaman klinik ortamlarda karşılaşılan farklılıkları tam anlamıyla değerlendiremez. Son yıllarda, görüntü kalitesinin doğrudan hasta verilerinden otomatik olarak ölçülmesi yönünde gelişmeler kaydedilmiştir. Bu gelişmeler sonucunda çözünürlük, kontrast ve gürültü gibi parametreler tanısal içerik ile ilişkilendirilebilmektedir. Ayrıca bu gelişmeler, otomatik görüntü kalitesi metriklerinin, hasta radyasyon maruziyeti ve tanısal içerik ile birlikte ele alınmasına, böylece tıbbi görüntülemelerde radyasyon riskinin daha kapsamlı değerlendirmesine olanak sağlamaktadır. Görüntüleme kalitesinin değerlendirilmesindeki bu gelişmelere rağmen günümüzde görsel derecelendirme analizi (*visual grade*



Resim 2. Görüntü kalitesi metrik spektrumu [4].

analysis) gibi belirli skala kullanılan subjektif değerlendirmeler daha sık kullanılmaktadır [4, 15, 16].

Klinik Risk İndeksi

Görüntü kalitesi metrikleri, klinik risk ile doğrudan ilişkilidir. Klinik risk, tanısal güvenin azalması ve bunun sonucunda yanlış yorumlama ya da tanı koyma olasılığının artmasıdır. Klinik risk, görüntü kalitesinin yeterliliği ile belirlenir ve bir hastalığın ya da lezyonun güvenli bir şekilde tespit edilip edilemeyeceğini gösterir. Gelecekte, radyasyon riskin yanı sıra klinik risk de mortalite gibi klinik sonuçlarla ilişkilendirilebilir [4, 17].

Radyasyon Doz Takibi

Tıbbi görüntüleme, klinisyenlerin hastanın teşhis ve tedaviye yönelik yönetimi ile karar vermede yardımcı olarak kullanılan hayati bir süreçtir. Ancak, bu süreçte radyasyon riski ile hastanın sağaltımı adına elde edilen fayda arasında dikkatli bir denge kurulması gerekmektedir. Radyasyon doz maruziyetinin azaltılması amaçlanırken, görüntü kalitesinden ödün verilmemeli, görüntülerin tanısal yönden kaliteli olduğundan emin olunmalıdır. Aksi takdirde, görüntülemenin tanısal gücü azalabilir ve bu durum yanlış ya da eksik tanı olasılığını artırabilir [3, 4, 18].

Radyasyondan korunmada temel prensipler arasında radyolojik tetkiklerin gerekçelendirilmesi ve optimizasyonu yer almaktadır. İyonlaştırıcı radyasyon içeren görüntüleme yöntemleri, hastaların tanı ve tedavilerindeki faydaları ile doz maruziyetinin yol açabileceği olası zararlar göz önünde bulundurularak gerekçelendirilmelidir. Bu değerlendirme yapılırken, radyasyon içermeyen alternatif görüntüleme yöntemleri de göz önünde bulundurulmalıdır. Hastaların radyasyon doz takibi, gerekçelendirme sürecine, hekimlere hastaların önceki işlem ve doz maruziyet düzeylerine ait bilgiler sunarak katkı sağlayabilir. Tıbbi görüntülemede doz optimizasyonu ise tanı ya da tedavi amacına uygun kalitede görüntüleme gerçekleştirilirken, doz miktarının minimumda tutulması ve böylece hasta için fayda-risk oranının maksimuma çıkarılması anlamına gelir [18]. Optimizasyon sürecinde radyasyon zararının yanı sıra amaca uygun hasta yararı sağlayacak optimal görüntünün elde edilememesi de risk olarak kabul edilir. Bu amacın gerçekleştirilememesi klinik risk olarak kabul edilir [4]. IAEA, radyasyon doz optimizasyonu sürecinin sağlıklı olarak gerçekleşebilmesi için uygun olarak seçilmiş radyolojik cihaz ve teknolojiler, önceden belirlenmiş ve gözden geçirilmiş çekim parametreleri, kalibre edilmiş radyasyon kaynakları ve dozimetreler; güncel tanısal referans seviyeleri ve kapsamlı kalite güvence programları gibi unsurların kullanılmasını önerir [2]. Radyasyon doz optimizasyon hedefine ulaşabilmek için, radyasyon doz takibi sürecinde bir yandan doz metrikleri analizleriyle radyasyon riskini, diğer yandan görüntü kalitesi metrikleri analiziyle klinik riski değerlendirir.

Hastaların radyasyon maruziyetinin takibi, radyolojik görüntülemede dozların zaman içerisindeki değişimini izleyerek kolektif doz maruziyetinin değerlendirilmesinde yardımcı olabilir. Ayrıca farklı sağlık merkezleri, bölgeler veya ülkeler arasındaki doz maruziyetlerinin karşılaştırmalarını daha etkili hale getirir. Radyasyon doz takibinin önemli faydalarından biri de radyasyon ile ilgili bilimsel çalışmalara veri sağlamasıdır. Özellikle radyasyon doz maruziyetlerinin dijital ve otomatize sistemlerle takip edilmesi, büyük boyutlu hasta doz verilerine kolayca ulaşımı sağlayarak hasta dozu ve optimizasyona yönelik araştırmalara önemli katkılar sağlar [4].

Doz verilerinin takip süreci, hasta dozunun ölçülmesi/belirlenmesi, kaydedilmesi, toplanması ve analizi aşamalarından oluşur (Resim 3). Hasta dozu, görüntüleme modalitelerinde indirekt olarak tahmin edilir ve ayrıca her çekim için uygun doz metrikleri kullanıcılara sunulur. Doz verilerinin toplanması, hastanın radyasyona maruz kalma verilerinin ortak bir sistemde toplanması işlemidir. Toplanan verilerin analizi, klinik boyutunda doz optimizasyon sürecini etkileyeceği gibi, birey ve toplum düzeyinde ise doz maruziyetlerinin araştırılması gibi farklı süreçleri ifade eder [4].

Hasta Dozunun Ölçülmesi/Belirlenmesi

X-ışınlarının tıpta kullanımı ile radyasyonun doğru ölçülmesi/belirlenmesi ihtiyacı da beraberinde doğmuştur. Başlangıçta gümüş içeren fotografik emülsiyonların kararması gibi teknikler kullanılsa da o dönemde standart bir doz ölçüm birimi yoktu. 1908'de Villard tarafından X-ışınlarının havanın elektriksel iletkenliğini değiştirdiği keşfedildi ve bu ölçümlerde umut verici bir yöntem oldu. 1925 yılında Almanya Röntgen Derneği tarafından X-ışınına maruziyetini ölçmek için "röntgen" birimi kabul edildi. İyon odaları kullanılarak erken dönemde yapılan ölçümler, enstrümanların duyarlılık eksikliği ve enerji bağımlılığı nedeniyle zordu. Ancak zamanla daha etkili ve hassas ölçüm aletlerinin geliştirilmesi, radyasyonun biyolojik ve teknik etkilerinin daha iyi anlaşılmasını sağladı. Atom bombasının da ortaya çıkardığı sağlık sonuçları ile, 1950'lerden sonra genetik etkiler yerine kanser riskine odaklanıldı ve deri, gonadlar ve kemik iliği gibi hassas organlar üzerinde yapılan doz çalışmaları arttı. 1960'larda, termoluminesans dozimetrelerin geliştirilmesiyle birlikte deri yüzeyine gelen radyasyonun daha doğru ölçülmesi sağlandı. 1980'lerde ise radyasyon dozimetrisinde kullanılan terimler



Resim 3. Hasta dozu takip süreci.

ve birimler büyük değişikliğe uğradı ve Uluslararası Birimler Sistemi'ne geçildi. X-ışını maruziyeti için "hava kerma" terimi ve "gray" birimi kullanılmaya başlandı. Zamanla, bilgisayarlı yöntemlerle organların aldığı radyasyon dozlarının daha doğru hesaplanabilmesi sağlandı. Monte Carlo simülasyonları gibi yöntemler, farklı tıbbi X-ışını maruziyet koşullarında organ dozlarının daha hassas bir şekilde hesaplanmasına olanak tanıdı. 1980'lerin sonunda, atom bombası kurbanları ve diğer kazalarından ortaya çıkan verileri irdeleyen Birleşmiş Milletler Atomik Radyasyonun Etkileri Bilimsel Komitesi (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*, UNSCEAR) çalışmalarının katkısıyla organların radyasyona duyarlılıkları hakkında daha fazla bilgi elde edildi. Bu bilgiler, tıbbi görüntülemeyle ilişkili kısmi vücut maruziyetlerinden kaynaklanan toplam radyasyon riskinin daha iyi tahmin edilmesine yardımcı oldu. **Günümüzde radyolojik görüntülemede hastaların modaliteden işlem sırasında aldıkları dozlar, hasta cildinde dozimetre kullanılarak doğrudan ölçülmez. Bunun yerine, modern görüntüleme cihazları maruz kalınan radyasyon dozunu tahmin edebilen donanım ve yazılımlara sahiptir. Bu teknolojiler, görüntüleme parametrelerini ve/veya tüp çıkış enerjilerini kullanarak hastanın aldığı dozu tahmini olarak hesaplar ve kullanıcılara raporlar [9, 10].**

Hasta-Doz Maruziyetinin Kaydedilmesi

Hasta doz maruziyetinin kaydedilmesi, doz verilerinin manuel veya otomatik olarak belgelenmesi sürecidir. **Bugün Avrupa Birliği üye devletleri ve bu sistem dışındaki Türkiye dahil birçok ülke, iyonlaştırıcı radyasyon zararlarına karşı temel güvenlik standartlarını kendi ulusal hukuk kurallarına göre oluşturmak zorundadır [19].** Bu kapsamda radyasyon doz maruziyet verilerinin kaydedilmesi ve arşivlenmesi yasal bir zorunluluktur. Elektronik araç ve hastane bilgi sistemi (*hospital information system*, HIS), radyoloji bilgi sistemi (*radiology information system*, RIS), görüntü saklama ve iletişim sistemleri (*picture archiving and communication systems*, PACS), DTS olarak adlandırılan yazılımların kullanılmaya başlaması öncesinde, bu işlemler kağıt üzerinde manuel olarak hazırlanmış formlara yazılarak yapıldı. Ancak manuel yöntem oldukça zaman alıcıdır. Veri girişindeki hatalar nedeniyle sonuçların doğruluğu etkilenmektedir. HIS, hastanelerde tüm hasta bilgilerini, hasta kabul işlemlerini, klinik verileri ve tanı/tedavi işlemlerini dijital ortamda yönetmeye yarayan geniş kapsamlı bir bilgi sistemidir. RIS ise, hastanelerde radyolojik işlemleri yönetmek, takip etmek, raporlamak ve kayıt altına almak için kullanılan bir sistemdir. Hasta randevuları, radyolojik incelemelerin istemleri, raporlama işlemleri, görüntü ve raporların saklanması gibi fonksiyonları içerir. RIS'in kullanılmaya başlaması, verilerin kağıt üzerine kaydı yerine klavye ile veri girişi yapılmasını sağlamıştır, ancak yine de veri girişi hataları devam etmiştir. Sonrasında, doz verileri dahil görüntülemede uygulanan

incelemelerin elektronik olarak kodlanması, iletilmesi ve kaydedilmesini sağlayan Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (*Digital Imaging and Communications in Medicine*, DICOM) standartları gibi sistemlerin ortaya çıkması, doz verilerinin de daha doğru şekilde kaydedilmesine olanak sağlamıştır. DICOM, tıbbi görüntülerin depolanması, aktarılmasını ve paylaşılmasını sağlayan uluslararası bir standarttır. DICOM, tıbbi görüntülerin yanı sıra, hasta bilgileri ve görüntüleme cihazlarına ve görüntülemelere ait parametreler gibi verilerin uygun şekilde saklanmasını ve aktarılmasını sağlar. Böylece farklı cihazlar, sistemler ve sağlık merkezleri arasında sorunsuz entegrasyon mümkün hale gelmiştir. RIS ve DICOM standartlarındaki gelişmeler, doz parametrelerinin elektronik ortamda uygun ve güvenilir bir şekilde kaydedilmesini aynı zamanda hasta bilgileri ile bu doz verilerinin doğru şekilde eşleştirilmesini önemli ölçüde kolaylaştırmıştır. Bu sayede, hasta temelli doz izleme ve raporlama süreçlerinde standartlaştırma ve doğruluk artışı sağlanmıştır. Bu nedenle günümüzde, otomatik elektronik veri kaydı sistemleri sıklıkla tercih edilmektedir [4].

Günümüzde radyasyon içeren görüntüleme modaliteleri, radyasyon dozlarının detaylarını DICOM gibi standart bir formatta otomatik olarak kaydederek kullanıcılara sunar. Doz veri aktarım yöntemleri, DICOM ile kaydedilen doz verileri arasında, değişik modalite, sistem, cihaz marka ve modellerinde birtakım farklılıklar gösterse de DICOM görüntü başlıkları (*DICOM image headers*), DICOM modalite gerçekleştirilen prosedür adımı (*DICOM modality performed procedure step*, MPPS), DICOM radyasyon dozu yapılandırılmış raporu (*DICOM radiation dose structured report*, RDSR), ve DICOM Bitmap doz raporları (*DICOM images with bitmap dose reports*) şeklinde hazırlanan veriler bulunmaktadır. **Heryöntemin farklı avantaj ve dezavantajları mevcuttur ancak RDSR bugün tercih edilen doz verisi aktarım yöntemidir.** Raporlar, cihaz ve marka modellere bağlı değişiklikler gösterse de genel olarak her bir ışınlama için ayrı ayrı doz maruziyet detayları yanında toplam dozu maruziyetini de içermelidir. Raporda radyasyon doz verilerinin yanı sıra hastaya ait demografik verileri, görüntüleme çekim parametre bilgilerini, görüntüleme tekniğini ve aynı zamanda kuruma ait ortalama değer verilerine de yer verilmelidir [4, 20].

- Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim görüntü başlıkları, doz maruziyet verilerini görüntüler ile birlikte saklayarak kalıcı bir kayıt sağlar ve doz verileri PACS sistemlerinde arşivlenebilir. Ancak, bu durum depolama alanının ve iletim süresinin artmasına sebep olabilir. Doz bilgilerinin görüntüden ayrılamaması nedeniyle görüntüler silindiğinde doz verileri de kaybolur. Floroskopi gibi tetkiklerde tüm görüntü verilerinin saklanmaması sonucunda doz verileri de silinebilir. Rekonstrüksiyon gibi elde edilen yeni görüntüleri ayırt edemediğinden yanlışlıkla birden fazla doz girişine sebep olabilir. Yeni doz ya da çekim parametrelerinin rapora eklenmesi için üreticiyle özel anlaşmalar gerekebilir.

- Modalite gerçekleştirilen prosedür adımı, görüntüleme cihazından PACS'a gönderilen ve gerçekleştirilen görüntüleme ile ilgili bilgi veren bir DICOM mesajdır. Görüntü verilerinden bağımsız olarak doz bilgilerini toplar ancak kalıcı olarak saklanmaz. MPPS mesajı bir kez iletilir ve yakalanmadığı takdirde kaybolabilir. MPPS mesajı toplam doz, maruziyet süresi, çekim parametreleri gibi birçok veriyi içeren bir özet rapor sunar. Günümüzde MPPS DICOM tarafından kullanımdan çıkarılmış ve artık güncellenmemektedir.
- Radyasyon dozu yapılandırılmış raporu, 2005 yılında DICOM standardına, radyasyon dozu verilerinin daha doğru ve kapsamlı bir şekilde kaydedilmesi amacıyla, görüntü dışı bir veri formatı olarak eklenmiştir. Bu yapılandırılmış format, direkt ve kompute dijital radyografi, BT ve dijital mamografi gibi çeşitli modalitelerde ışınlama ile ilgili parametreleri standart bir biçimde, saklanan görüntü verilerinden bağımsız olarak raporlar. Floroskopi gibi tetkiklerde görüntülerden bağımsız doz bilgilerini depolayabilmesi sebebiyle görüntüler silinse dahi doz bilgileri kaybolmaz. 2021'de eklenen gelişmiş RDSR, modalitelere özgü şablonlar yerine genel bir çerçeve sunarak, eski doz parametrelerinin kaydını sürdürmenin yanı sıra, değişen ışınlama koşullarına göre doz dağılımlarını daha ayrıntılı izlemeye olanak tanır. Bu gelişmiş sistem, özellikle ışınlama olaylarının segmentlere ayrılması ve geometrik tanımlamaların iyileştirilmesi gibi yeniliklerle doz izlemeyi daha esnek ve hassas hale getirmiştir. Sağlık Bakanlığı'nın yayınladığı kılavuzda doz verilerinin DICOM RDSR standardında arşivlenmesi gerektiği belirtilmiştir [21].
- Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim Bitmap doz raporları, tıbbi görüntüleme modalitelerinde (özellikle BT ve floroskopi), çekime ait doz bilgilerini içeren bitmap

formatında görüntülerdir. Bu tür görüntüler çoğunlukla insan gözüyle okunabilir biçimde ve genellikle otomatik veri aktarımı için değil, incelemeyi yapan doktor veya teknisyenlerin sonradan okuyabileceği şekilde saklanan belgeler olarak tasarlanmıştır. Bu raporların DTS'lere doğrudan veri aktarımında, bitmap görüntülerden doz verilerini elde etmek için optik karakter tanıma (*optical character recognition*, OCR) teknolojisi kullanılmaktadır. Ancak OCR teknolojisiyle yapılan veri çıkarma işlemleri hataya açık olabileceğinden, Bitmap doz raporları artık eski bir yöntem olarak kabul edilir, günümüzde diğer yöntemler tercih edilmektedir (Resim 4).

- Bazı tıbbi görüntüleme sistemlerinde ise DICOM standardının istenmemiş veya kullanılmamış olması, şartnamede yer verilmemesi, kullanılan görüntüleme cihazının eski olması gibi sebeplerden dolayı, hastanın doz maruziyet bilgilerinin kaydı sadece manuel olarak yapılabilir [20, 22].

Hasta Dozunun Toplanması

Radyasyon doz verilerinin uygun bir şekilde analiz edilebilmesi için, yukarıda ayrıntılı şekilde anlatılan nedenlerden dolayı, bu verilerin veri tabanlarında toplanması gereklidir. Doz verilerinin toplanmasının temel amacı, bireysel olarak hastaların veya belirli bir popülasyonun radyasyon maruziyet düzeylerini incelemektir. Popülasyon temelli bir doz analizinde kritik hususlardan biri doğru hasta kohortunun tanımlanmasıdır. Kohort, bilimsel araştırmalarda aynı özelliklere sahip bir grup insanı ifade eder. Bir kohort, hastaların demografik özelliklerine göre; örneğin, belli ağırlık aralığında çocuk hastalar veya 18-60 yaş aralığındaki erişkinler gibi tanımlanabilir. Diğer taraftan kohort bir tıbbi merkez ya da belirli bir bölge de olabilir. Örneğin, Karadeniz bölgesinde gerçekleştirilen tüm beyin BT tetkikleri kohort olarak ele alınabilir.

Veri Toplama Teknikleri

Kohort analiz sonuçları seçilen kohorta özgü olacağından, kohortun doz analizi ile ilgili merak edilen, ilgi duyulan sorulara göre belirlenmesi oldukça önemlidir. Aksi takdirde, sonuçlar sınırlı olabilir veya istatistiksel olarak uygun bir sonuç elde edilemeyebilir. **Daha büyük veri miktarları daha yüksek kesinlik sağlasa da bir kohortu karakterize edebilmek için en az 20-30 tetkik gereklidir. Böylece %95 güven düzeyinde %20'lik bir güven aralığı sağlanır.** Bu nedenle daha az sayıda gerçekleştirilen tetkikler için uzun süreli veri toplamak gerekebilir. Birleşik Krallık'ta BT tetkiklerinde hastaların aldığı radyasyon dozlarını değerlendirmek, bu dozların zaman içindeki değişimlerini izlemek ve DRL belirlemek amacıyla aralıklı olarak çeşitli sağlık kurumlarından doz verileri toplanmıştır. Bu çalışmada kullanılan doz anket formu örneği Resim 5'te sunulmuştur [23]. Uygun kohort seçimi ayrıca DRL'lerin belirlenmesi ve

Patient Name:			Exam no: 10234		
Accession Number:			22 Nov 2024		
Patient ID:			Revolution EVO		
Exam Description: BT BEYIN KONTRASTSIZ					
Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Axial	111.250-5146.250	45.04	720.63	Head 16
Total Exam DLP:				720.63	

Resim 4. Bitmap doz rapor örneği. Raporda çekim tarihi, çekimin yapıldığı cihaz, tetkik ismi ve doz bilgi ayrıntıları sunulmuştur.

$CTDI_{vol}$, bilgisayarlı tomografi doz indeksi; DLP, doz-uzunluk çarpımı.

kullanılması, karar destek sistemlerinin oluşturulması ve radyolojik tetkiklerin optimizasyonu gibi amaçlar için doz verilerinin etkili bir şekilde kullanılmasına olanak sağlar [4, 18].

Radyasyon doz verileri, farklı düzeylerde toplanarak sınıflandırılır. İlk düzeyde, veriler genellikle yerel olarak bir hastane veya radyoloji bölümünde elle ya da dijital sistemler aracılığıyla organize edilerek toplanır. İkinci düzeyde ise veriler, DRL oluşturma veya toplu doz tahminleri yapma gibi amaçlar doğrultusunda bölgesel, ulusal veya uluslararası analizler için toplanır. Bu süreç manuel veya yarı-manuel

Sağlık Tesisi:	BT Protokolü		
Hasta Numarası:	☐ Beyin BT (akut inme) ☐ Servikal BT (krıkk) ☐ Toraks BT (akciğer kanseri) ☐ Yüksek çözünürlüklü toraks BT (interstisyel akciğer hastalığı) ☐ BT Anjiyografi (kan damarları) ☐ Abdomen BT (karaciğer metastazları) ☐ Abdomen ve pelvis BT (apse) ☐ Sanal kolonoskopi (polip/tümör) ☐ Enterokliz (Crohn hastalığı) ☐ Böbrek/Üreter/Mesane BT (taş/kolik) ☐ BT Ürografi(tümör veya taş/kolik) ☐ Çocuk beyin BT (travma) ☐ <1 yaş ☐ 1-4 yaş ☐ 5-12 yaş		
Numune Numarası: .../20			
Yaş (tarama sırasında):			
Cinsiyet ☐ Erkek ☐ Kadın			
Vücut Ağırlığı: ... kg			
Tarayıcı Markası ☐ GE ☐ Philips ☐ Siemens ☐ Toshiba ☐ Diğer			
Detektör Sırası Sayısı ☐ 16 ☐ 64 ☐ 128 ☐ Diğer			
Parametre	Sekans 1	Sekans 2	Sekans 3
Tüp Voltajı (kV)			
Sabit mA veya Otomatik mA'ların kullanılabilir aralığı			
Kullanılan Tüp Akımı Modülasyonu markası			
Otomatik mA kalite faktörü			
IV kontrast kullanıldı mı?			
Işın kollimatörü (mm)			

Resim 5. BT doz anket formu örneği. Bu çalışmada her kurumdan her tetkik için 20 tetkik verisi toplanmıştır [23].

BT, bilgisayarlı tomografi.

yöntemlerle şablonlar ya da elektronik formlar aracılığıyla organize edilebileceği gibi DTS'lerin yardımı ile otomatik şekilde daha verimli bir şekilde gerçekleştirilebilir. Veriler temel olarak tetkik, hasta ve hastane parametreleri olmak üzere üç kategoride sınıflandırılabilir. Tetkik parametreleri en az, kullanılan görüntüleme modalitesini (BT, direkt grafi gibi), incelemenin tipini (toraks BT, akciğer grafisi gibi), alt tetkikleri (portal venöz faz ya da geç faz BT gibi) ve endikasyonu (üriner sistem taş hastalığı gibi) içerir. Hasta parametreleri ise hastanın yaş, cinsiyet, kilo gibi özelliklerini kapsar. Hastane parametreleri ise kullanılan ekipmanın markası, modeli, tetkikin gerçekleştirildiği odanın özellikleri, radyoloji teknisyeni gibi unsurları kapsar. Bu parametrelerin herhangi bir kombinasyonu kullanılarak kohort belirlenebilir. Örneğin, son beş yıldaki belirli bir hastanedeki acil radyoloji departmanında gerçekleştirilen kontrastsız toraks BT tetkiklerinden doz verileri toplanabilir (Resim 6) [4].

Radyolojik İncelemelerin Sınıflandırılması ve Kodlama Sistemleri

Tıbbi görüntülemelerde ortak dilin kullanılması radyasyon dozlarının toplanması ve analizinde oldukça önemlidir. Bu amaçla birçok sınıflandırma ve kodlama sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemler farklı sağlık merkezleri ve sağlık çalışanları arasında aynı dilin kullanılmasını sağlayarak tıbbi görüntülemelerin standart bir şekilde sınıflandırılmasını sağlar ve iletişim hatalarının önüne geçer. Bu sayede hasta yönetimi daha kolay hale gelir. Bu sistemler aynı zamanda sağlık hizmetlerinin faturalandırılmasında da önemli bir rol oynar. Sigorta şirketleri ve hastaneler belirli kodlar aracılığıyla hizmet bedellerini belirleyebilir ve ödemeleri düzenleyebilir.

ID	Exam	Study/Acquisition Date	Study Description	Dose value in DLP [mGy cm]	Dose value in CTDIvol [mGy]	Modality Type	Source	Manufacturer	Model	Patient Age	Sex	Phantom Size
15776	2945	2020-01-28T03:04:29	Head*BEYINBT (Adult)	344,385	21,08 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	90 Y	F		32
16244	3037	2020-01-30T18:22:22	Head*BEYINBT (Adult)	346,54	21,08 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	89 Y	F		32
17678	3303	2020-02-09T14:14:51	Head*BEYINBT (Adult)	344,415	21,08 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	80 Y	F		32
17682	3304	2020-02-09T14:14:51	Head*BEYINBT (Adult)	344,415	21,08 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	80 Y	F		32
11981	2236	2020-01-01T15:21:20	Head*BEYINBT (Adult)	395,445	21,595 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	82 Y	F		32
6748	1201	2020-06-12T01:36:35	Head*BEYINBT (Adult)	373,665	21,425 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	77 Y	F		32
3806	674	2020-05-24T14:45:35	Head*BEYINBT (Adult)	402,85	22,125 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	45 Y	F		32
18540	3477	2020-02-14T15:52:31	Head*BEYINBT (Adult)	426,96	26,13 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	88 Y	M		32
2306	438	2019-10-24T15:19:49	Head*BEYINBT (Adult)	341,54	20,905 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	72 Y	F		32
11881	2128	2020-07-11T18:47:33	Head*BEYINBT (Adult)	411,745	23,345 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	66 Y	F		32
2707	516	2019-10-29T11:13:16	Head*BEYINBT (Adult)	413,865	23,865 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	90 Y	F		32
17650	3298	2020-02-09T01:25:13	Head*BEYINBT (Adult)	398,525	24,39 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	46 Y	F		32
12599	2349	2020-01-05T13:24:21	Head*BEYINBT (Adult)	435,56	23,88 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	90 Y	F		32
19133	3587	2020-02-19T13:31:17	Head*BEYINBT (Adult)	416,2	23,865 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	82 Y	F		32
219	37	2020-04-20T09:04:47	Head*BEYINBT (Adult)	426,425	24,735 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	87 Y	F		32
15540	2901	2020-01-25T12:17:08	Head*BEYINBT (Adult)	461,825	25,26 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	72 Y	F		32
1151	220	2019-10-15T06:14:55	Head*BEYINBT (Adult)	402,51	21,95 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	86 Y	F		32
1727	329	2019-10-20T18:30:56	Head*BEYINBT (Adult)	480,76	26,65 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	19 Y	F		32
10130	1914	2019-12-21T14:39:57	Head*BEYINBT (Adult)	489,33	28,22 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	90 Y	M		32
8051	1519	2019-12-06T16:20:35	Head*BEYINBT (Adult)	384,205	23,515 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	79 Y	F		32
16581	3098	2020-02-01T14:23:49	Head*BEYINBT (Adult)	429,58	24,215 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	26 Y	F		32
9260	1748	2019-12-14T12:57:03	Head*BEYINBT (Adult)	446,905	27,355 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	51 Y	F		32
830	159	2019-10-12T00:07:18	Head*BEYINBT (Adult)	513,435	29,96 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	65 Y	F		32
11507	2154	2019-12-29T17:43:15	Head*BEYINBT (Adult)	489,27	25,435 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	87 Y	M		32
5935	1133	2019-11-22T12:53:21	Head*BEYINBT (Adult)	514,035	29,305 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	82 Y	F		32
3826	679	2020-05-25T01:08:33	Head*BEYINBT (Adult)	517,975	27,355 CT	DICOM	SIEMENS	SOMATOM Force	79 Y	F		32

Resim 6. DTS aracılığı ile toplanan örnek BT doz verileri. Bu örnekte erişkin hastalarda, SOMATOM Force BT cihazında 2020 yılında gerçekleştirilen beyin BT tetkiklerinin doz verileri toplanmıştır.

DTS, doz takip sistemleri; BT, bilgisayarlı tomografi.

Radyasyon verilerin doğru ve tutarlı bir şekilde toplanması bilimsel çalışmalara önemli katkı sağlar. Kodlama sistemleri radyasyon verilerin doğru ve tutarlı bir şekilde toplanması sağlayarak bilimsel araştırmalarda oldukça önemli rol oynar ve büyük çaplı doz analizlerin doğru şekilde gerçekleştirilmesine olanak tanır. Amerika Birleşik Devletleri'nde kullanılan *RadLex® Playbook*, radyolojik işlemleri ayrıntılı ve sistematik şekilde kodlamak amacıyla geliştirilmiş olup, Avrupa Komisyonu (*European Commission*, EC), popülasyon bazında radyasyon dozu tahminleri gibi daha geniş kapsamlı sınıflandırmalar geliştirmiştir [4, 24, 25].

RadLex® Playbook, Kuzey Amerika Radyoloji Derneği (*Radiological Society of North America*, RSNA) tarafından başlatılmış, radyolojik tetkiklerini modalite, vücut bölgesi gibi belirli özelliklere göre standart bir adlandırma sistemi sağlamayı amaçlayan bir projedir. Bu sistem, radyolojik tetkiklerin isimlendirmesini standartlaştırarak terminoloji karışıklığını gidermeyi hedefler. Mantıksal Gözlem Tanımlayıcıları İsimleri ve Kodları (*Logical Observation Identifiers Names and Codes*, LOINC), sağlık verilerini standardize etmek için kullanılan küresel bir kodlama sistemidir. Özellikle laboratuvar testleri, klinik ölçümler ve gözlemler için veri alışverişini kolaylaştırmak amacıyla geliştirilmiştir. LOINC, farklı sağlık sistemleri arasında

veri uyumluluğunu sağlayarak, sağlık hizmetlerinde etkin bir iletişim ve veri paylaşımı sağlar. *RadLex® Playbook*, LOINC ile entegre edilmiş ve bu entegrasyon sonucunda LOINC-RSNA Radyoloji Playbook oluşturulmuştur (Resim 7). Bu yapı, radyoloji bölümüne özgü terminolojilerin LOINC standartlarıyla uyumlu hale getirilmesini sağlamıştır. Kurumların, radyolojik tetkiklerin adlarını *RadLex® Playbook* ile eşleştirmeleri ve bu sayede kurumlar arası radyasyon doz karşılaştırmalarını kolaylaştırmaları temel hedefler arasındadır. Başarıya ulaşmak için tüm kurumlarda ortak uygulama şart olduğundan büyük bir ilerleme kaydedilmiş olmasına rağmen uygulama henüz istenen seviyede değildir [25].

Büyük bir ölçekte tıbbi radyasyon doz maruziyetini takip etmek ve nüfus dozu hesaplamaları yapabilmek için çeşitli sınıflandırma ve kodlama sistemleri geliştirilmiştir. EC, ülkeler arasında yapılan radyolojik inceleme dozlarının karşılaştırılabilir olmasını sağlayarak, hasta radyasyon doz maruziyetinin geniş ölçekte takibi amacıyla yönergeler geliştirmiştir. Bu sınıflandırmalar dört ana modaliteye göre düzenlenmiştir: Direkt radyografi, floroskopi, BT ve girişimsel işlemler. Ayrıca, vücut bölgelerine ve sistemlere göre de sınıflandırmalar yapılmaktadır. EC, nüfus dozu tahmini için üç yöntem önermiştir. Bunlardan ilki 225 klinik endikasyon temelli

Search Core Playbook Orderables			
MODALITY	CT	ANATOMIC_FOCUS	--Select--
POPULATION	--Select--	LATERALITY	--Select--
BODY_REGION	HEAD	REASON_FOR_EXAM	--Select--
MODALITY_MODIFIER	--Select--	TECHNIQUE	--Select--
PROCEDURE_MODIFIER	--Select--	PHARMACEUTICAL	--Select--
VIEW		VIEW	--Select--
Search			
RPID	Letter Code	Short Description	Long Description
RPID7	CTHDCA	CT Head Angio w/wo	CT Head Angio w and wo IV Contrast
RPID22	CTH DU	CT Head wo	CT Head wo IV Contrast
RPID23	CTHD C	CT Head w/wo	CT Head w and wo IV Contrast
RPID24	CTH DE	CT Head w	CT Head w IV Contrast
RPID34	CTMFU	CT Maxillofacial wo	CT Maxillofacial wo IV Contrast
RPID35	CTMFC	CT Maxillofacial w/wo	CT Maxillofacial w and wo IV Contrast
RPID36	CTMFE	CT Maxillofacial w	CT Maxillofacial w IV Contrast
RPID40	CTORU	CT Orbits wo	CT Orbits wo IV Contrast
RPID41	CTTMU	CT Temporal Bone wo	CT Temporal Bone wo IV Contrast
RPID42	CTORC	CT Orbits w/wo	CT Orbits w and wo IV Contrast
RPID43	CTTMC	CT Temporal Bone w/wo	CT Temporal Bone w and wo IV Contrast
RPID44	CTORE	CT Orbits w	CT Orbits w IV Contrast
RPID45	CTTME	CT Temporal Bone w	CT Temporal Bone w IV Contrast
RPID62	CTSIU	CT Sinuses wo	CT Sinuses wo IV Contrast
RPID63	CTSIE	CT Sinuses w	CT Sinuses w IV Contrast
RPID79	CTTE	CT Teeth	CT Teeth
RPID84	CTSTC	CT Sella w/wo	CT Sella Turcica w and wo IV Contrast
RPID96	CTHDEPF	CT Head Perfusion	CT Head w IV Contrast Perfusion
RPID98	CTSIC	CT Sinuses w/wo	CT Sinuses w and wo IV Contrast
RPID105	CTSTE	CT Sella w	CT Sella Turcica w IV Contrast
RPID106	CTSTU	CT Sella wo	CT Sella Turcica wo IV Contrast
RPID218	CTHDPFX	CT Head Perfusion Xenon w/wo	CT Head Perfusion Xenon w and wo IV Contrast
RPID373	CTHDEA	CT Head Angio w	CT Head Angio w IV Contrast
RPID1169	CTTMURD	CT Temporal Bone wo by Recon	CT Temporal Bone wo IV Contrast by Reconstruction
RPID6006	CTTMERD	CT Temporal Bone w by Recon	CT Temporal Bone w IV Contrast by Reconstruction

Resim 7. RadLex® Playbook [25]. Bu örnekte baş bölgesine ait BT tetkiklerin standart isimleri ve kodları sıralanmıştır. BT, bilgisayarlı tomografi.

spesifik tetkiklerin ayrıntılı sınıflandırılmasını sağlar. Bir diğeri, popülasyon düzeyindeki maruziyetin tahmin edilmesinde yaygın olarak kullanılan 72 daha geniş tetkik kategorisidir. Sonuncusu TOP20 olarak isimlendirilir ve nüfus dozu açısından en önemli kabul edilen 20 inceleme türünü içerir. Ancak bu yöntem, tüm incelemeleri kapsamaması nedeniyle daha kaba bir tahmin sunar [24]. Birleşmiş Milletler Atomik Radyasyonun Etkileri Bilimsel Komitesi (UNSCEAR), 1958'den beri küresel doz tahminlerini düzenli raporlar ile yayınlamaktadır. UNSCEAR nüfus dozu tahmini amacıyla tıbbi uygulamaları dört ana kategoriye ayırmıştır: tanısal radyoloji, girişimsel radyoloji, nükleer tıp ve radyoterapi uygulamaları. Tanısal radyoloji kategorisi, projeksiyon radyografisi (kontrastsız), radyografi ve floroskopi (çoğunlukla kontrastlı) ve BT olmak üzere üç alt gruba ayrılmıştır. Bu kategoriler, alt gruplara bölünerek daha ayrıntılı hale getirilmiştir. Toplamda 62 alt grup tanımlanmış olup, EC'nin 72 kategorili sınıflandırması ile büyük ölçüde benzerlik göstermektedir [1, 24].

Türkiye'de sağlık verilerinin standart biçimde toplanması, iletilmesi ve analiz edilmesi amacıyla geliştirilen Ulusal Sağlık Veri Sözlüğü (USVS), Sağlık Bakanlığı tarafından 2007'de başlatılmıştır. Hastane bilgi sistemlerinin dayanak aldığı bu sözlük, verilerin doğruluğunu sağlarken hataları azaltır. RadLex® Playbook kadar ayrıntılı olmasa da sağlık hizmetlerinde ortak bir dil oluşturma konusunda önemli bir adım olan USVS, terimlerin ve tanımların standardizasyonuna katkıda bulunarak sağlık bilişimini destekler [26].

Radyasyon Doz Analizi

Elde edilen radyasyon doz maruziyeti verileri, kaydedilip ve toplandıktan sonra birçok amaç için analiz edilebilir. Bu analizler faturalandırma, bilimsel araştırmalar gibi birçok hedeflere yönelik gerçekleştirilebilse de bu bölümde temel hedeflere odaklanılacaktır: Tıbbi görüntülemede doz optimizasyonu ve tutarlılığın sağlanması, bireysel düzeyde güvenli görüntülemenin sağlanması ve toplumsal doz analizleri tartışılacaktır.

Tıbbi Görüntülemede Doz Optimizasyonu ve Tutarlılığın Sağlanması

Tanısal referans düzeyleri hastaların maruz kaldığı radyasyon dozunu optimize etmek amacıyla belirlenen kılavuz değerlerdir. DRL'ler, klinik endikasyonlara ve hasta özelliklerine göre belirlenen bir hasta grubunun doz verilerinin medyan değerlerin dağılımının %75'lik dilimine (üçüncü çeyrek) göre belirlenir. Tipik değerler ise bir merkezdeki radyasyon doz dağılımının medyan değerleri olarak kabul edilir. Tipik değerler DRL'ler ile karşılaştırılarak radyolojik görüntülemelerde kullanılan radyasyonun yüksek olup olmadığı, standartlara uygunluğu değerlendirilir. DRL'ler aşıldığında, gecikmeden, uygun araştırmalar başlatılmalı, olası nedenler belirlenmeli

ve düzeltici önlemler alınmalıdır. Bu değerlerin doğru şekilde kaydedilmesi ve sürekli olarak güncellenmesi gerekmektedir. Bu sürecin uygun şekilde yürütülmesi durumunda DRL'ler ve tipik değerler, radyasyon doz optimizasyonunda önemli katkılar sağlar. DTS'ler, hem DRL'lerin düzenli olarak gözden geçirilmesini hem de tipik değerlerin daha sık aralıklarla karşılaştırılmasını kolaylaştırabilir [18].

İdeal bir yaklaşım olmasa da doz sınır aralığının kullanılması, doz optimizasyonunda ve tutarlılığın sağlanmasında pratik bir çözüm sunabilir. Her bir tetkik için hastalar boyutlarına göre dörde ayrılarak hasta dozunun minimum ve maksimum hedef seviyeleri %5 ve %95'lik dilim verilerine göre belirlenir. Doz sınır aralığı tetkik ve hasta boyutuna özgü doz sınır aralığı olarak tanımlanır ve bu değerler pratikte radyoloji teknisyenleri tarafından, incelemeler arasındaki tutarlılığı artırabilmek amacıyla kullanılabilir [4].

Doz değişkenliği, %25-75 aralığındaki yayılma ile karakterize edilir; dar bir yayılma, operasyonların tutarlılığını ve kaliteyi gösterir. Örneğin iki farklı görüntüleme sistemi aynı %75 dilim doz değerlerine sahip olsa bile, daha az doz değişkenliği sunan sistem üstün kabul edilir. Çeyrekler arası aralık (*interquartile range*, IQR) 3.çeyrek - 1.çeyrek formülü ile elde edilir ve verilerin dağılımını ölçen bir göstergedir. BT cihazlar arası değişkenlik (IQR/medyan cinsinden) ise, belirli bir tetkik için klinik uygulamanın standardizasyonunu gösteren bir göstergedir. Bu değişkenliğin fazla olması bu tetkiklerin standardize edilmesi gerektiğini göstermektedir (Resim 8) [25, 27]. Radyasyon dozlarında izlenen farklılıklar; görüntüleme parametreleri, hasta pozisyonu, görüntüleme cihazının özellikleri ve hastaya ait özellikler gibi faktörlerden kaynaklanabilir. Bu parametrelerin takibi, doz maruziyetinin belirli aralıklarda olup olmadığını kontrol etmeye ve hasta güvenliğini artırmaya yardımcı olabilir. Aynı zamanda, hasta boyutuna ve cihaz türüne göre görüntü gürültüsü de analiz edilerek, sistemler arasındaki performans tutarlılığı da değerlendirilebilir. Tutarlılığın zaman içerisinde gerçekleştirilen analizleri doz eğilimlerini ortaya koyarak klinik operasyonların optimize edilmesine katkıda bulunabilir. Örneğin protokol değişikliklerinin etkileri ve yeni ekipmanların doz üzerindeki etkisi gibi faktörler de bu analizler yoluyla değerlendirilebilir [4, 28].

Bireysel Düzeyde Güvenli Görüntülemenin Sağlanması

Bireysel hasta düzeyinde radyasyon maruziyeti izlemenin temel amacı, her hastada güvenli ve yüksek kaliteli görüntüleme sağlamaktır. Uyarı ve tetik seviyeleri, radyasyon maruziyeti kontrolünde kullanılan sınır değerlerdir. Uyarı seviyesi, bir hastanın radyasyon doz maruziyetinin belirlenen güvenli sınırı aştığı durumlarda bir uyarı vererek teknisyenleri ya da hekimleri bilgilendirir (Resim 9). Tetik seviyesi ise, bir hastanın aldığı dozun çok yüksek olduğunu ve ayrıntılı bir inceleme

	25th percentile		50th percentile		75th percentile(DRL)		IQR/median	
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP
Head	33,7	673,3	38,1	752,2	41,2	839	0,20	0,22
Cervical Spine	10,7	250,8	16,2	379,4	19,8	530,6	0,56	0,74
Neck	7,9	236,3	9,3	287,7	15,5	431,9	0,82	0,68
Chest	4,3	160,3	6	230,6	9,3	364,8	0,83	0,89
Abdomen	6,5	319,5	8,1	426,7	11,2	588,9	0,58	0,63
Lumbar Spine	14,7	384,7	19,6	536,6	24,3	713	0,49	0,61
HRCT	6,1	204,2	7,5	256,4	9,5	326	0,45	0,48
Coronary CTA	11,9	190,1	26,1	405,8	33,4	642,3	0,82	1,11

Resim 8. Bir DRL çalışmasında elde edilen IQR/median değerleri [27]. Bu örnekte IQR/median değerleri yüksek olan boyun BT, toraks BT ve koroner BT anjiyografi tetkiklerinde standardizasyon ihtiyacı ortaya çıkmıştır.

DRL, tanısal referans düzeyleri; CTDI_{vol}, bilgisayarlı tomografi doz indeksi; IQR, çeyrekler arası aralık; BT, bilgisayarlı tomografi, DLP, doz-uzunluk çarpımı.



Resim 9. DTS'ye ait kontrol panelini. Belirli süre zarfındaki gerçekleştirilen tetkiklerin 2 tanesinin ulusal doz referans değerlerini aştığı görülüyor.

DTS, doz takip sistemleri.

veya önlem alınması gerektiğini gösterir. Bu seviyeler, özellikle floroskopik incelemelerde deri hasarı gibi radyasyonun deterministik zararlarını önlemek için kullanılır. Özetle, uyarı seviyesi “dikkat et”, tetik seviyesi “harekete geç” anlamına gelir. Uyarı ve tetik seviyeleri, doku hasarını önlemek amacıyla kullanılır [29, 30]. Ancak daha düşük doz seviyeleri gibi sıra dışı durumlar da takip edilmelidir. Sıra dışı durumları belirlerken belirli bir modalitede normalden sapmış doz değerlerine odaklanılır. Her bir tetkik ve hasta boyutuna göre kabul edilebilir aralık %5 ve %95 dilimleri arasındadır [4].

Bireysel radyasyon doz maruziyetinin takibi, özellikle tekrarlayan görüntülemelerde özellikle önem arz eder. Kümülatif doz takibi, uzun süreli veya tekrarlayan maruziyetlerin etkilerini yönetmek açısından kritik olup, özellikle prematüre bebekler ve kronik hastalığı olan hastalarda daha da önemlidir. Kümülatif doz bilgisi, radyasyonun etkilerini en aza indiren kararlar alınmasını sağlayarak gerekçelendirme sürecine katkı sağlar. Özel hasta grupları, örneğin hamile kadınlar ve çocuklar, radyasyon maruziyetine karşı daha hassastır ve özel dikkat gerektirir. Hamilelik durumunda, uterus veya fetus dozları dikkatle izlenmeli ve yüksek doz prosedürlerde tıbbi fizik uzmanlarına danışılmalıdır. Pediyatrik hastalarda, yaş ve boyut dikkate alınarak doz seviyeleri optimize edilmelidir. İstenmeyen ve kazara radyasyon maruziyetleri, yanlış hasta, yanlış bölge ya da yinelenen incelemeler gibi durumları içerir. Bu tür hatalar, DTS'ler sayesinde tespit edilip raporlanarak gerekli düzeltici önlemler alınabilir [31].

Toplumsal Doz Analizleri

Radyasyon doz maruziyetinin takibi, ulusal ve küresel düzeyde de kolektif nüfus dozunun tahmin edilmesini kolaylaştırır. Nüfus dozu tahminleri ile radyolojik incelemelerden elde edilen verilere dayanarak kişi başına düşen doz ve toplam nüfus dozu hesaplanabilir. Bu doz tahminleri, zaman içerisindeki radyasyon doz maruziyet eğilimlerini tespit etmek, ülkeler arası karşılaştırmalar yapmak ve radyasyondan korunmada öncelikleri belirlemek açısından kritik öneme sahiptir [1].

Radyasyon Maruziyet Takibi Organizasyonu

Radyasyon doz takibinde en iyi uygulamaların hayata geçirilmesi ve bu uygulamaların sürdürülebilir olması büyük önem taşır. Kaynakların kısıtlı olduğu ülkelerde başlangıçta

kısmi çözümler kabul edilebilir ancak uzun dönemde hedef, uluslararası standartlara ulaşmak olmalıdır. Farklı ülkelerdeki görüntüleme altyapısı ve mevcut kaynakların çeşitliliği göz önüne alındığında, radyasyon maruziyet takibi için ortak bir minimum eylem planı oluşturmak gerekir. Sınırlı kaynaklara sahip merkezlerde öncelikle popülasyona en fazla doz maruziyetine sebep veren en sık uygulanan tetkikler sisteme dahil edilmeli ve en kısa sürede imkan dahilinde bir doz takip organizasyonu geliştirilmelidir.

Hasta radyasyon maruziyet takibi her merkezde etkin şekilde organize olmuş bir ekip çalışması ile yürütülebilir. Oluşturulan ekip içerisinde çeşitli uzmanlık alanlarından profesyoneller (başhekim, radyolog, radyoloji teknisyeni, tıbbi fizikçi, PACS/bilgi teknolojisi görevlisi, klinisyenler, biyoistatistikçi gibi) üyeler yer almalıdır. Her bir üyenin görevleri net bir şekilde tanımlanmalı ve süreç boyunca etkin katılımları sağlanmalıdır. Çok merkezli ve ulusal doz takipleri ise ulusal radyasyondan korunma otoriteleri, sağlık bakanlığı ve bilgi teknoloji sağlayıcıları gibi paydaşların iş birliğiyle yürütülmelidir. Eğitim ve iletişim, doz takip ve optimizasyon sürecini önemli ölçüde destekleyen kritik faktörlerdir. Doz optimizasyon sürecine katkıda bulunan tüm çalışanların özellikle hasta doz bilgilerini doğru şekilde anlaması ve bu bilgileri doz optimizasyonunda kullanabilmesi için eğitimler düzenlenmelidir [4].

Doz Takip Sistemleri

Doz takip sistemleri, tıbbi görüntülemede hastaların maruz kaldığı radyasyon dozunun takibini, doz optimizasyonunu, aynı zamanda kalite yönetimi ve güvencesini sağlamak amacıyla yaklaşık son on yıldır radyoloji departmanlarında kullanılan yazılım tabanlı sistemlerdir [4, 20, 32, 33]. **Bu sistemler, temel olarak tüm radyolojik incelemeleri takip etmek, özellikle hastaların demografik özellikleri ile maruz kaldıkları radyasyon dozu gibi önemli verileri sistematik bir şekilde kaydetmek, toplamak ve bu verilerin istatistiksel analizlerini yapmak için kullanılmaktadır.** Radyasyon doz optimizasyon sürecinin temel hedeflerinden biri, görüntü kalitesinden ve tanısal doğruluktan ödün vermeden mümkün olan en düşük radyasyon dozunu kullanmaktır. DTS, bu hedefe ulaşmada kritik bir araç olarak kabul edilmektedir ve birçok çalışmada bu sistemlerin doz optimizasyon sürecine olan katkıları vurgulanmıştır [27, 34]. DTS hastaların radyasyon maruziyetini takip etme sürecini büyük ölçüde kolaylaştırmıştır ancak bu sistemler dünya genelinde sınırlı sayıda merkezde kullanılmakta olup uygulamada önemli farklılıklar gözlemlenmektedir. Bu nedenle, hasta doz veri toplama ve analiz süreçlerinin iyileştirilmesi için kapsamlı kılavuzlara ihtiyaç duyulmuştur. Bu belirsizliklerin sebep olduğu sorunlara bazı kuruluşların çözüm çabaları mevcuttur. Bu kapsamda ESR tarafından “EuroSafe Imaging” kampanyası başlatılmıştır. Bu kampanyanın temel amacı radyasyondan

korunma standartlarının uygulanmasında öneriler sunmaktır [35]. Bu amacı yerine getirmek için oluşturulan çalışma grubunun hedefleri arasında yerel, ulusal ve Avrupa düzeyinde DRS’lerin belirlenmesi için DTS kullanımının teşvik edilmesidir. Bu çalışma grubu, DTS’nin sağlık profesyonelleri için radyasyondan korumada, yeterli görüntü kalitesinde minimum doz seviyesi gibi hedeflere ulaşmada oldukça yardımcı olduğunu belirtmişlerdir. Optimizasyon süreci için zorunlu olmamasına rağmen radyasyon içeren görüntüleme yöntemlerinde DTS kullanımı önerilmektedir [4, 20]. IAEA ise klinik uygulamalarda doz takibi ve DTS’nin kullanımına ilişkin tavsiyeler içeren ayrıntılı bir kılavuz yayınlamıştır. Bu kılavuzlar, DTS kavramını, güncel DTS teknolojilerini, DTS’nin entegrasyonu ve kullanımını, teknik özelliklerini ve bu sistemler için temel gereksinimleri detaylı bir şekilde sunarak hasta güvenliğini artırmayı ve radyasyon doz yönetimini iyileştirmeyi amaçlamaktadır [4, 20].

Doz Takip Sistemleri Temel Bileşenleri

Doz takip sistemleri radyolojik görüntülemeler esnasında hastalara uygulanan radyasyon dozlarının gerçek zamanlı olarak takibini ve analizini sağlamak amacıyla bir arada uyum içerisinde çalışan birbiriyle bağlantılı bileşenlerden oluşur. DTS temel bileşenleri arasında, veri toplama modülleri, veri depolama ve yönetim birimi, analiz ve raporlama araçları bulunmaktadır.

- Veri toplama modülleri, BT, dijital radyografi, mamografi ve girişimsel radyoloji dahil olmak üzere iyonlaştırıcı radyasyon içeren görüntüleme cihazlarından doz verilerini toplar ve her bir modaliteye özgü doz verilerini sunar.
- Veri depolama ve yönetim birimi toplanan doz verilerini, merkezi bir veri tabanında güvenli bir şekilde saklar ve kolayca erişilebilir hale getirir. Veri depolamada, radyasyon dozu hakkında ayrıntılı bilgileri içeren standartlaştırılmış bir rapor olan RDSR, görüntülerden bağımsız olarak depolanabildiğinden kullanımı tavsiye edilmektedir.
- Analiz ve raporlama araçları, doz verilerini analiz ederek kullanıcılara anlamlı raporlar sunar ve böylece hastaların maruz kaldığı radyasyon dozları takip edilip optimize edilebilir.
- Doz takip sistemlerinin diğer sağlık sistemleriyle, özellikle de HIS ve RIS ile entegre olması etkinliğini önemli ölçüde artırır. Bu entegrasyon ile hasta kayıtlarının doğru doz bilgileriyle gerçek zamanlı olarak eşlenip güncellenme sağlanır. Ayrıca hastaların demografik bilgileri ve inceleme bilgilerinin otomatik olarak doldurulması sağlanarak manuel veri girişine olan ihtiyaç ve hata riski en aza iner [4, 35, 36].

Doz Takip Sistemleri Kullanım Alanları ve Faydaları

Doz takip sistemlerinin yalnızca hasta güvenliği açısından değil, aynı zamanda yasal uyumluluk ve iş verimliliğini artırma açısından da birçok kullanım alanı ve faydası bulunmaktadır.

- Doz takip sistemleri, radyasyon doz takibi sürecini önemli ölçüde hızlandırarak hasta güvenliğini artırır ve radyasyon riskini minimize eder. Yerel, bölgesel ve ulusal DRL'lerin ve merkezlere ait tipik değerlerin doğru ve hızlı şekilde belirlenmesini, birbiri ile karşılaştırılmasını sağlar. Böylece radyolojik görüntülemeler sürekli olarak iyileştirilebilir ve tanısal görüntü kalitesinden ödün vermeden hastaların mümkün olan en düşük radyasyon dozunu almasını sağlanabilir.
- Günümüzde Türkiye, Avrupa Birliği üye devletleri ve birçok ülke, iyonlaştırıcı radyasyon zararlarına karşı temel güvenlik standartlarını kendi ulusal hukuk kurallarına göre oluşturmak zorundadır [19]. DTS'ler radyasyon güvenliği ile ilgili yerel, ulusal ve uluslararası hukuki düzenlemelere uyumu sağlamada önemli katkılar sunan araçlardır. Örneğin, Avrupa Direktifi 2013/59/Euratom, hasta radyasyon dozlarının takip edilmesini, doz optimizasyonunu ve radyolojik görüntülemelerin gerekçelendirilmesini zorunlu kılmıştır. DTS bu süreci hızlandırıp gerçekleştirilen incelemeler ile ilgili gerekli belgeleri sağlar.
- Doz takip sistemleri kullanımı radyoloji çalışanlarının manuel veri girişi ve raporlama yapmalarına gerek kalmadan doz verilerinin takibini otomatikleştirerek iş yükünü önemli ölçüde hafifletir. Böylece iş verimliliğinin artması sağlanır. Ayrıca, DTS'nin sağladığı gerçek zamanlı analiz, görüntüleme protokollerindeki potansiyel sorunların daha hızlı bir şekilde tespit edilmesini ve çözülmesini sağlar. Bu sayede, cihazların ve protokollerin doğru uygulandığından emin olunur. DTS, tarama uzunluğu gibi bilgiler sağlayarak radyoloji personelinin radyasyon doz yönetimi ve optimizasyonu konularında eğitilmesi ve farkındalıklarının artırılması için de kullanılabilir.
- Doz takip sistemleri, geniş veri tabanları oluşturarak, radyasyon doz maruziyetine ilişkin araştırmalar yapılmasını ve bu konuda bilimsel çalışmaların yürütülmesini ve optimizasyon stratejilerinin geliştirilmesini sağlar [18, 20, 32, 36].

Doz Takip Sistemleri Uygulanmasındaki Zorluklar, Olası Sorun ve Çözümler

Doz takip sistemleri'nin faydaları yanı sıra uygulanması bakımından bazı zorluklar da söz konusudur. Her kurum DTS kurulumu öncesinde çeşitli faktörleri dikkatle değerlendirmelidir [36].

- Doz takip sistemleri kurulumunun en büyük engellerinden biri maliyettir. Özellikle düşük sayıda görüntüleme gerçekleştiren daha küçük sağlık merkezleri bu maliyeti gerekçelendirmekte zorlanabilir. Sadece temel doz takip özelliklerine sahip DTS'ler tercih edilerek maliyet düşürülebilir. Devlet destekleri veya teşvik programları sağlanarak küçük merkezlerin DTS kurulum maliyetleri karşılanabilir.
- Özellikle eski tip cihazların yer aldığı merkezlerde, DTS ile uyumlu yazılımlar ve cihazlar bulunmayabilir. Örneğin, eski bir BT cihazı doz verilerini kaydetmez ya da verilerin elle girilmesi gerekebilir. Bu gibi durumlarda, manuel doz girişi için bir sistem kurulması ya da cihazların yenilenmesi gerekebilir. Geçici olarak, uygun veri entegrasyonuna izin verecek yazılım çözümleri de değerlendirilebilir.
- Farklı firmalara ait cihazlar veya yazılımlarının entegrasyon süreci zor olabilir. Örneğin, DTS'nin bazı cihazlardan veri çekememesi veya güncel verileri yorumlayamaması gibi durumlar yaşanabilir. Farklı cihazların aynı platformda çalışmasını sağlayacak entegre çözümler üretilebilir, DTS ve cihaz üreticileri ile iş birliği yapılarak gerekli yazılım güncellemeleri yapılabilir.
- Doz takip sistemlerinin devreye girdiği ilk dönemlerde personelin bu sistemleri nasıl kullanacağı hakkında bilgi sahibi olmaması, yanlış doz verisi girişi veya yanlış yorumlama gibi sorunlara yol açabilir. DTS'lerin etkin ve doğru şekilde kullanılabilmesi için, personelin sistemin kullanımı konusunda uygun şekilde eğitilmesi gerekmektedir. Sadece başlangıç eğitimi değil, aynı zamanda sistemdeki yeni özellikler ve güncellemeleri de içerecek şekilde sürekli eğitim anlayışı benimsenmelidir.
- Bir DTS'nin etkinliği, topladığı verilerin doğruluğu ve eksiksizliğine bağlıdır. Bu riski azaltmak için, sağlık merkezleri kalite kontrol prosedürleri oluşturmalıdır. Tüm cihazların/sistemlerin DTS ile bağlantısının kurulması ve sürekliliğinin sağlanması gereklidir. Veri akışının kesilmesi, yanlış verilerin kaydedilmesi gibi durumlarda, aktarılan verilerin doğruluğundan emin olmak için kalite kontrol uygulamaları gerçekleştirilmeli, DTS'nin tüm görüntüleme cihazlarından doğru veri toplayacak şekilde yapılandırıldığından emin olunmalıdır. Eski sistemlerde doz bilgileri ekran görüntüsü gibi formatlarda elde ediliyor olabilir. Bu doz verilerinin doğru bir şekilde veri tabanına aktarılabilmesi için DTS'nin OCR gibi teknolojilere sahip olduğundan emin olunmalıdır.
- Hasta verilerinin kaydedildiği DTS sistemlerinin yeterli güvenlik önlemlerine sahip olmaması, hasta gizliliğini riske atabilir. Özellikle bulut tabanlı sistemler, siber saldırılara

karşı savunmasız olabilir. Güvenlik protokolleri sağlanarak hasta verilerinin güvenliği artırılmalıdır. Verilere erişimi sadece yetkili kişilerin sağlayabilmesi için güçlü şifreleme teknikleri kullanılmalıdır. Doz verilerine ve analizlerine her kullanıcı grubunun erişim ihtiyaçları farklı olduğundan erişim bu ihtiyaçlara göre özelleştirilmelidir.

Doz Takip Sistemlerinin Temel Özellikleri ve Seçim Kriterleri

Günümüzde birçok firmaya ait çeşitli DTS bulunmaktadır. Her bir DTS, hasta radyasyon doz parametrelerinin yanı sıra kullanıcılara farklı veri setleri sunabilmektedir. DTS'nin sahip olması gereken birçok temel özellik bulunmaktadır. Doz verilerini otomatik olarak saptayarak transfer edebilmeli ve toplayabilmeli, yapılandırılmış doz raporu ve doz takibi dokümantasyonu sağlayabilmeli, dozların yerel, bölgesel ya da ulusal doz referanslarıyla karşılaştırarak durumunu kontrol edebilmeli, referans seviyelerin aşıldığı durumlarda uyarı sistemi ile bildirim sağlayabilmeli, istenmeyen radyasyon maruziyetlerinin tespitini yapıp raporlayabilmelidir [4, 18, 20]. DTS'de bulunması gereken temel özelliklerin yanında yararlı olabilecek bazı özelliklerde bulunmaktadır. Örneğin, her doz verisinin hangi görüntüden elde edildiğini bulmak için bir bağlantı sağlanabilir, radyoloji teknisyenleri çekim öncesinde sisteme manuel olarak girdiği hastalara ait boy ve kilo bilgileri hastane bilgi sisteminden otomatik olarak DTS'ye aktarılabilir [32].

Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu'nun DTS'ler üzerine yaptığı bir çalışmada toplam 11 DTS geliştiricilerinden veri toplanmış ve 302 soruluk anket kullanılarak sertifikasyon durumları, veri aktarım yöntemleri, modalite ve doz metrik destekleri, istatistiksel analiz yetenekleri, özelleştirme imkanları ve kurulum süreçleri gibi başlıklarda özellikleri değerlendirilmiştir. Çalışmada farklı DTS geliştiricileri arasında önemli farklılıklar gözlenmiştir. **DTS geliştiricilerinin çoğunluğu, sistemlerini kullanıcının çeşitli ihtiyaçlarına uyarlamak için geniş bir işlevsellik yelpazesi sunsa da her bir geliştiricinin sunduğu destek kapsamı ve özelleştirme seçenekleri büyük ölçüde değişiklik göstermektedir. IAEA, kullanıcıların ihtiyaçlarına ve finansal kaynaklarına en uygun DTS'yi seçebilmeleri için kapsamlı bir değerlendirme yapmalarını önermektedir. DTS seçimi yaparken, sağlanacak ek özelliklerin getireceği maliyet ve kurulum için gerekli teknik altyapının mevcut olup olmadığı gibi faktörler dikkate alınmalıdır [32].** Günümüzde başlıca DTS üreticileri arasında Bayer, General Electric Health Care-GE Medical Systems, Hospital Clinico San Carlos, INFINTT Europe, Medsquare, Open REM, PACS Health LLC, PixelMed Publishing LLC, Qaelum NV, Region Västerbotte ve Siemens Healthineers bulunmaktadır. Sağlık merkezlerinin ihtiyaçlarına göre kendi DTS yazılımlarını üretme seçeneği de ayrıca değerlendirilmelidir.

Doz Takip Sistemlerinde Yapay Zeka

Son yıllarda, DTS'lerde yapay zeka teknolojilerinin kullanılmasıyla birlikte hasta dozları üzerindeki kontrol daha hassas hale gelmiş, otomasyon ve optimizasyon olanakları artmıştır. Her hasta için görüntü kalitesinden ödün vermeden en düşük, uygun radyasyon dozunun belirlenmesi karmaşık bir süreçtir ve teknisyen tarafından her hasta için ayrı ayrı yönetilmesi hem zaman alıcı hem de hata payı yüksek bir işlem olabilir. Bu noktada yapay zeka algoritmalarının, hastanın demografik verileriyle birlikte klinik endikasyonlara göre optimum doz miktarını ayarlama ve gereksiz radyasyon maruziyetini en aza indirme potansiyeli vardır. Yapay zeka hem çok düşük hem de çok yüksek doz maruziyetlerini tespit edebilir ve kullanıcıları anlık olarak uyarabilir. Önceki doz verileri ile eğitilen yapay zeka doz uygulamaları arasındaki farkları öğrenebilir, potansiyel risk taşıyan doz parametrelerini belirleyerek kullanıcıları uyarabilir. Yapay zeka, doz verilerini belirlenen amaçlara göre analiz ederek ayrıntılı raporlar oluşturabilir, dozların zaman içerisindeki eğilimini tespit edebilir ve optimizasyon ile ilgili öncelikli olarak yapılması gerekenler ile ilgili önerilerde bulunabilir [37, 38].

Referanslar

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). Effects and risk of ionizing radiation, 2020/2021 Report, Volume 1. *United Nations*. 2022. [CrossRef]
2. International Atomic Energy Agency (IAEA). Radiation protection and safety of radiation sources: international basic safety standards. International Atomic Energy Agency. 2014. [CrossRef]
3. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP*. 2007; 37: 1-332. [CrossRef]
4. Uniyal S. Patient radiation exposure monitoring in medical imaging (IAEA Safety Report Series No. 112). *J Med Phys*. 2024; 49: 316-7. [CrossRef]
5. Järvinen H, Vassileva J, Samei E, Wallace A, Vano E, Rehani M. Patient dose monitoring and the use of diagnostic reference levels for the optimization of protection in medical imaging: current status and challenges worldwide. *J Med Imaging (Bellingham)*. 2017; 4: 31214. [CrossRef]
6. Brambilla M, Vassileva J, Kuchcinska A, Rehani MM. Multinational data on cumulative radiation exposure of patients from recurrent radiological procedures: call for action. *Eur Radiol*. 2020; 30: 2493-501. [CrossRef]
7. Ataç GK, Parmaksız A, Inal T, et al. Patient doses from CT examinations in Turkey. *Diagn Interv Radiol*. 2015; 21: 428-34. [CrossRef]
8. International Atomic Energy Agency (IAEA). Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students. *International Atomic Energy Agency*. 2014. [CrossRef]
9. International Atomic Energy Agency (IAEA). Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. *International Atomic Energy Agency*. 2007. [CrossRef]
10. Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging. *J ICRU*. 2005; 5. [CrossRef]
11. Brink JA, Morin RL. Size-specific dose estimation for CT: how should it be used and what does it mean? *Radiology*. 2012; 265: 666-8. [CrossRef]

12. Fu W, Ria F, Segars WP, Choudhury KR, Wilson JM, Kapadia AJ, et al. Patient-informed organ dose estimation in clinical CT: implementation and effective dose assessment in 1048 clinical patients. *AJR Am J Roentgenol.* 2021; 216: 824-34. [\[CrossRef\]](#)
13. Martin CJ, Harrison JD, Rehani MM. Effective dose from radiation exposure in medicine: past, present, and future. *Phys Med.* 2020; 79: 87-92. [\[CrossRef\]](#)
14. Li X, Samei E, Segars WP, Sturgeon GM, Colsher JG, Frush DP. Patient-specific radiation dose and cancer risk for pediatric chest CT. *Radiology.* 2011; 259: 862-74. [\[CrossRef\]](#)
15. Lacy T, Ding A, Minkemeyer V, Frush D, Samei E. Patient-based performance assessment for pediatric abdominal CT: an automated monitoring system based on lesion detectability and radiation dose. *Acad Radiol.* 2021; 28: 217-24. [\[CrossRef\]](#)
16. Precht H, Hansson J, Outzen C, Hogg P, Tingberg A. Radiographers' perspectives' on visual grading analysis as a scientific method to evaluate image quality. *Radiography (Lond).* 2019; 25 Suppl 1: 14-8. [\[CrossRef\]](#)
17. Samei E, Järvinen H, Kortensniemi M, Simantirakis G, Goh C, Wallace A, et al. Medical imaging dose optimisation from ground up: expert opinion of an international summit. *J Radiol Prot.* 2018; 38: 967-89. [\[CrossRef\]](#)
18. 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: 1-144. [\[CrossRef\]](#)
19. Damilakis J, Frija G, Brkljacic B, Vano E, Loose R, Paulo G, et al. How to establish and use local diagnostic reference levels: an ESR EuroSafe Imaging expert statement. *Insights Imaging.* 2023; 14: 27. [\[CrossRef\]](#)
20. Loose RW, Vano E, Mildenerberger P, Tsapaki V, Caramella D, Sjöberg J, et al. Radiation dose management systems-requirements and recommendations for users from the ESR EuroSafe Imaging initiative. *Eur Radiol.* 2021; 31: 2106-14. [\[CrossRef\]](#)
21. Bakanlık TCS. Teletip Entegrasyon Kılavuzu (v3.39). [\[CrossRef\]](#)
22. Li X, Zhang D, Liu B. Automated extraction of radiation dose information from CT dose report images. *AJR Am J Roentgenol.* 2011; 196: 781-3. [\[CrossRef\]](#)
23. Public Health England. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK-2011 review (PHE-CRCE-013). [\[CrossRef\]](#)
24. Kommission E, Directorate-General for Mobility and Transport, Directorate-General for Energy. Radiation Protection 154: European guidance on estimating population doses from medical X-ray procedures. *Dictus Publishing;* 2011. [\[CrossRef\]](#)
25. (RSNA) RSoNA. *RadLex Playbook.* [\[CrossRef\]](#)
26. Bakanlık S. Ulusal Sağlık Veri Sözlüğü (USVS) 2.2. T.C. Sağlık Bakanlığı. Published 2017. Accessed 10.26.2024. [\[CrossRef\]](#)
27. Kahraman G, Haberal KM, Ağildere AM. Establishment of local diagnostic reference levels for computed tomography with cloud-based automated dose-tracking software in Türkiye. *Diagn Interv Radiol.* 2024; 30: 205-11. [\[CrossRef\]](#)
28. Ria F, Davis JT, Solomon JB, Wilson JM, Smith TB, Frush DP, et al. Expanding the concept of diagnostic reference levels to noise and dose reference levels in CT. *AJR Am J Roentgenol.* 2019; 213: 889-94. [\[CrossRef\]](#)
29. Vano E, Loose R, Frija G, Paulo G, Efstathopoulos E, Granata C, et al. Notifications and alerts in patient dose values for computed tomography and fluoroscopy-guided interventional procedures. *Eur Radiol.* 2022; 32: 5525-31. [\[CrossRef\]](#)
30. Faulkner K, Ortiz-Lopez P, Vano E. Patient dosimetry in diagnostic and interventional radiology: a practical approach using trigger levels. *Radiat Prot Dosimetry.* 2005; 117 :166-8. [\[CrossRef\]](#)
31. Martin CJ, Vassileva J, Vano E, Mahesh M, Ebdon-Jackson S, Ng KH, et al. Unintended and accidental medical radiation exposures in radiology: guidelines on investigation and prevention. *J Radiol Prot.* 2017; 37: 883-906. [\[CrossRef\]](#)
32. Tsalafoutas IA, Arlany L, Titovich E, Pynda Y, Ruggeri R, Sánchez RM, et al. Technical specifications of dose management systems: An international atomic energy agency survey. *J Appl Clin Med Phys.* 2024; 25: 14219. [\[CrossRef\]](#)
33. Tsapaki V. Radiation dose optimization in diagnostic and interventional radiology: current issues and future perspectives. *Phys Med.* 2020; 79: 16-21. [\[CrossRef\]](#)
34. MacGregor K, Li I, Dowdell T, Gray BG. Identifying institutional diagnostic reference levels for ct with radiation dose index monitoring software. *Radiology.* 2015; 276: 507-17. [\[CrossRef\]](#)
35. Frija G, Hoeschen C, Granata C, Vano E, Paulo G, Damilakis J, et al. ESR EuroSafe imaging and its role in promoting radiation protection - 6 years of success. *Insights Imaging.* 2021; 12: 3. [\[CrossRef\]](#)
36. Vano E, Fernández JM, Ten JL, Sanchez RM. Benefits and limitations for the use of radiation dose management systems in medical imaging. Practical experience in a university hospital. *Br J Radiol.* 2022; 95: 20211340. [\[CrossRef\]](#)
37. Caruso D, De Santis D, Polidori T, Zerunian M, Laghi A. Radiation dose optimization: the role of artificial intelligence. In: De Cecco CN, van Assen M, Leiner T, editors. Artificial intelligence in cardiothoracic imaging. *Cham: Springer International Publishing;* 2022. p. 173-180. [\[CrossRef\]](#)
38. Garajová L, Garbe S, Sprinkart AM. [Artificial intelligence in diagnostic radiology for dose management : Advances and perspectives using the example of computed tomography]. *Radiologie (Heidelb).* 2024; 64: 787-92. [\[CrossRef\]](#)

1. IAEA tarafından önerilen üç aşamalı radyasyondan koruma planının ilk aşaması nedir?
 - a. Doz optimizasyonu
 - b. DRL'lerin belirlenmesi
 - c. Gerekçelendirme
 - d. Risk analizi
 - e. Görüntüleme parametrelerinin kalibrasyonu
2. Tanısal referans düzeyleri (DRL) nasıl belirlenir?
 - a. Radyolojik cihazların ortalama performans değerleriyle
 - b. Hasta dozlarının %75'lik medyan dilimi ile
 - c. Görüntüleme cihazlarının teknik özellikleriyle
 - d. Görüntüleme süresiyle
 - e. Hasta memnuniyet anketleriyle
3. Boyuta özgü doz metrikleri (SSDE) hangi amaçla kullanılır?
 - a. Farklı cihazlar arasındaki radyasyon dozunu karşılaştırmak
 - b. Görüntü kalitesini artırmak
 - c. Görüntüleme parametrelerini belirlemek
 - d. Hasta boyutuna göre doz tahmini yapmak ve optimize etmek
 - e. Doz verilerini arşivlemek
4. DICOM RDSR'nin (radiation dose structured report) en önemli avantajı nedir?
 - a. Doz bilgilerini görüntülerden bağımsız olarak depolar
 - b. Görüntüleme cihazlarının performansını artırır
 - c. Görüntüleme sürelerini azaltır
 - d. Hasta memnuniyetini artırır
 - e. Görüntüleme cihazlarının bakım maliyetlerini düşürür
5. Klinik risk, hangi durumlarda ortaya çıkar?
 - a. Görüntüleme protokollerinin standardize edilmemesi durumunda
 - b. Görüntüleme sürelerinin uzun olduğu durumlarda
 - c. Görüntüleme cihazlarının bakımının aksadığı durumlarda
 - d. Radyasyon dozlarının düşük olduğu durumlarda
 - e. Görüntü kalitesinin yetersiz olduğu ve tanısal doğruluğun düştüğü durumlarda

Radyolojik Sistemlerde Radyasyondan Korunma için Kalite Kontrol Uygulaması

Quality Control Application for Radiation Protection in Radiological Systems

© Gökçe Kaan Ataç

Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Zonguldak, Türkiye

ÖZ

Radyoloji servislerinde kullanılan modalitelerin sürekli ve etkili kalite kontrol incelemeleri yapılması, değerlendirilecek radyolojik görüntülerin tanınabilirliğine fayda sağlar. Aynı süreçler hastanın alacağı iyonlaştırıcı radyasyonun azaltılması için de gereklidir. Medikal fizik uzmanı bu süreçte aktif görev yapmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Kalite, kontrol, test, medikal fizik uzmanı

ABSTRACT

The continuous and effective quality control evaluations of modalities used in radiology departments contribute to the diagnostic effectiveness of radiological images. The same processes are also necessary to reduce the ionizing radiation dose received by the patient. A medical physicist should play an active role in this process.

Keywords: Quality, control, test, medical physics expert

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Kalite yönetimi, kalite güvencesi ve kalite kontrolü kavramları
- Kalite kontrol süreçlerinin uygulanması
- Hastanın radyasyondan korunmasında etkili olan basamaklar

GİRİŞ

Tıbbi radyoloji uygulamalarında hastaların radyasyondan korunması, gelişen teknoloji ve artan radyasyon kullanımı ile birlikte giderek daha fazla önem kazanmaktadır. Radyolojide verilen hizmet, karmaşık bir takım etkileşimi ve işlemler harmonisi gerektirir. Kullanılan cihazların doğru ve verimli çalışması yanında bu cihazları kullanarak sağlık hizmeti veren profesyonellerinde görevlerini doğru ve zamanında yapmaları beklenir. Kalite olarak tanımlanabilecek bu süreçlerin, etkin, etkili, ulaşılabilir, kabul edilebilir, eşitlikçi ve güvenli olması gerekir [1]. Bu makalede radyoloji uzmanı gözüyle kalite kontrol süreçlerinin günümüzde radyoloji servislerinde yaşadığı sorunlar ve gereksinimler ile çözüm önerilerini tartışmayı hedefledim.

Kalite kontrolü uygulamaları, kalite güvencesi kavramı içinde çeşitli ölçme, değerlendirme ve kalibrasyon çalışmalarını içerir. Bu süreçlerde objektif olması yanında, tekrarlanabilir ve güvenilir yöntemler kullanılmalıdır. Kalite güvencesi kavramı ise kalite yönetimi mantığını içinde, kalitenin sağlanması için harcanan tüm emeği içerir. Kalite yönetimi müşteri odaklı, liderlik ile yönlendirilen, insanı kucaklayan, süreç temelli, gelişme hedefli, kanıta dayalı karar desteği alan ve ilişkilerin düzenlenmesini içeren bir süreç olarak tanımlanmıştır [1, 2].

Radyoloji servisinde kaliteli bir hizmetin verilmesinde iki ayrı süreçten bahsedilebilir. Bunlardan birincisi kullanılan teknolojilerin beklenen tanı etkinliğini sağlayacak başarıda olmasıdır. Bu süreç, cihazların satın almanın planlanmasından kullanılması, kontrolü, bakımı ve kalibrasyonuna kadar



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Gökçe Kaan Ataç, Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Zonguldak, Türkiye

E-posta: gokce.atac@beun.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0002-4145-8275

Geliş Tarihi/Received: 21.03.2025 **Kabul Tarihi/Accepted:** 25.03.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Ataç GK. Quality control application for radiation protection in radiological systems. *Trd Sem.* 2025;13(1):38-43



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

süren bölümüdür. Burada teknik konuları bilen bir ekibin yetkin görev yapması beklenir. İkinci bölümde ise bu cihazlar ile oluşturulan radyolojik görüntünün tanı ve girişimsel süreçlerde tedavi için etkin kullanımı gelir. İkinci bölümde görüntülerin tanısız raporlanması ve bu süreçlerde hastaya makul olan en düşük doz ve genel anlamda riskin uygulanması hatırlanmalıdır. Bir bütün olan bu hizmetin ilk bölümünde medikal fizikçi ve biyomedikal mühendisliği ikinci bölümünde ise radyolog, radyoloji teknikeri ve hemşiresi ile takımın diğer elemanları görev yapar. Toplamda ise süreç cihaz ve radyoloji takımının uyum içinde verdiği hizmeti içerir [1, 3-6].

Bu nedenle, kalite güvencesi programlarının uygulanmasında kalite kontrol testlerinin uygulanması hem hasta güvenliği hem de görüntü kalitesi açısından kritik bir rol oynamaktadır [7]. Düşük kaliteli radyolojik görüntüler tekrar çekimlere yol açarak hastaların gereksiz radyasyona maruz kalmasına neden olabilmektedir. Kalite kontrol programlarının temel bileşenleri arasında görüntü kalitesinin değerlendirilmesi ve hastalara uygulanan dozların belirlenmesi yer almaktadır [8]. Ülkemizde yapılan bir çalışma ise sağlık çalışanlarının radyasyon koruma bilgisi ve radyolojik incelemelerdeki dozlar konusundaki farkındalıklarının yetersiz olduğunu göstermektedir [9]. Hastaya uygulanan dozların irdelenmesinde radyasyon koruma standartlarının optimizasyonu için tanısız referans seviyelerinin belirlenmesinin önemi bilinmektedir [10]. X-ışınları ekipmanları için kalite kontrol protokollerinin uygulanmasının hasta güvenliği üzerindeki etkiler de incelemiştir. Kalite kontrol süreçlerinin sağlık çalışanlarının ve hastaların radyasyondan korunmasında nasıl bir rol oynadığı detaylandırılmaktadır [11]. Radyasyonun tıbbi görüntüleme merkezlerinde nasıl daha etkili bir şekilde yönetilebileceği araştırılmış ve sağlık risklerini azaltma stratejilerini önerilmiştir. Hastanelerdeki radyoloji servislerinde radyasyon koruma standartlarına uyumun değerlendirilmesini irdelleyen bir çalışmada, kalite kontrol testlerinin uygulanmasının hasta ve personel maruziyetini önemli ölçüde azaltılabileceğini göstermektedir [12]. Bu süreçler, cihazın ve cihazın oluşturduğu görüntü ve hasta dozunun önemini kanıtlayan bilgiler ile desteklenmiştir.

Tıbbi görüntüleme uygulamalarında hastaların maruz kaldığı radyasyonun, gelişen teknoloji ile azaltılması sürecinde çeşitli zorluklar ile karşılaşmıştır. Radyolojik görüntüleme süreçleri son birkaç dekat içinde yeni teknolojiler kazanmış ve mevcut olanlarda köklü değişiklikler yaşanmıştır. Tüm modalitelerde yaşanan dedektör değişimi ile, bilgisayarlı tomografi dahil dedektör etkinlikleri ileri derecede gelişmiştir. Buna rağmen daha önceki sistemlerden kalan kullanıcı alışkanlıkları ve kurumsal süreçler, beklenen doz etkinliğine ulaşmada süreci yavaşlatmıştır. Doz açımı (*dose creep*) olarak tanımlanan bu süreçte, görüntünün dijital sistemler ile daha kolay ve hızlı oluşması, teknikerin parametreleri serbest kullanması ve tekrar görüntü alma rahatlığının getirdiği doz aşımaları görülmüştür.

Tekniker eğitimi ve uygulanan parametrelerin kayıt edilerek önceki uygulamalar ile karşılaştırılması, hasta dozlarını azaltmaya yönelik farkındalığın artmasını sağlamıştır [13]. Bu örnekten de anlaşılacağı gibi, kalitenin sağlanması belli bir kararlılık, takım çalışması, plan ve hedef belirlemeyi gerektirmiştir.

Modern tıpta uygulanan pek çok radyolojik tanı prosedüründe hastaların önemli miktarda radyasyon dozu aldığı bildirilmektedir. Bu süreç, kalite güvence programlarının uygulanması, ekipmanların teknik performanslarının karşılanması, belirli radyolojik tanı muayenelerinde hastaların aldığı dozların izlenmesi ve film reddetme analizi gibi unsurları gerektirmektedir.

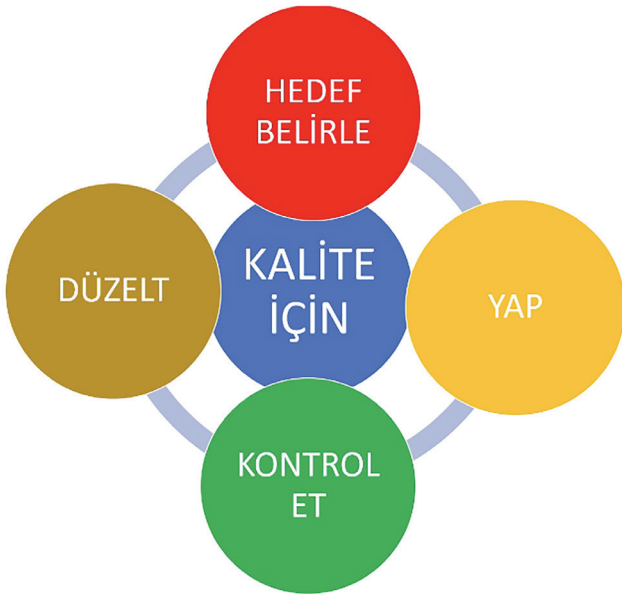
Hastanın radyasyondan korunması kavramı uluslararası otoriteler tarafından incelemenin gerekçelendirilmesi, uygulanan radyasyonun optimize edilmesi ve kullanılan dozların diğer uygulayıcı ve makina performansları ile karşılaştırılarak kontrol edilmesini önermektedir. Bu üç ana kuralın gerçekleşmesinde, kalite kontrol süreçlerinin kullanılmasında önerilen kapsamlı süreçler mevcuttur. Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (*International Atomic Energy Agency, IAEA*) radyasyonun azaltılması süreçleri için üç A kavramını da (*awareness*; farkındalık, *appropriateness*; uygunluk, *audit*; gözden geçirme) gündeme getirmiştir. Kullanıcının radyasyon ve olası riskleri ile doz ve doz düşürme kavramlarından haberdar olması, daha iyi sonuçlar almanın ilk adımı olarak kabul edilmelidir. Bu süreçte en uygun olan işlem ve tekniklerin kullanılması, uygunluk başlığında yürütülmelidir. Yapılan uygulamaların gözden geçirilerek uygun bulunmayanların, daha doğru olanlarla düzeltilmesi için ise gözden geçirme süreçleri, anketler, kontrol listeleri kullanılmalıdır [2]. Bu döngü kalite kontrol uygulamalarının “hedef belirle, yap, kontrol et ve düzelt” çemberi ile örtüşmektedir (Resim 1).

Ülkemizde sağlık hizmetlerini düzenlemek ile sorumlu en önemli otorite olan Sağlık Bakanlığı ayrıca, radyoloji servislerindeki süreçleri ve yapılması gerekenleri daha ayrıntılı tanımlayan bir mevzuat geliştirerek yol gösterici olmuştur [14]. Yeni mevzuat ile daha çok işleyiş süreçleri şekillendirilirken cihazlarında temel kontrol ve bakımları ile ilgili kurallar da konmuştur. Hastanın radyasyondan korunması sürecinde, cihazların irdelenmesi ve uygun şekilde çalıştırılmasının anlaşılması bazı yasal düzenlemeler de gerektirmektedir. Başka ülke standartlarından esinlenerek hazırlanan kalite kontrol işlemleri de son yıllarda tamamlanarak uygulamaya koyulmuştur [15, 16]. Böylece “üç A” yaklaşımını gerçekleştirmek için gereken alt yapı daha da tutarlı bir hal almıştır.

Bu düzenlemeler yanında radyoloji alanında çalışan iş gücünün eğitim ve verimliliğinin artırılması da süreçlerin düzeltilmesine olumlu katkı sağlayacaktır.

Kaliteli bir radyoloji hizmetinin verilmesinde, yapılan düzenlemeler bir yol çizmektedir. Kalitenin sağlanmasında, yetişmiş bir profesyonel grubunun süreçleri ayrıntılı kontrol edilmesi ise sürekliliğin sağlanmasında en önemli etkenlerdendir. Radyolojik cihazların kalite kontrolü medikal fizikçi ve biyomedikal mühendislerinin yokluğunda gerçekleştirilmesi çok zor bir görev haline gelecektir. Ülkemizde radyoterapi ve belli boyutlardaki nükleer tıp servisleri için zorun olarak çalıştırılması gereken medikal fizik uzmanlarının radyoloji servislerindeki yokluğu, kalite kontrol önünde önemli bir engel oluşturabilir. Son yıllarda, ilgili sivil toplum örgütleri ve otoritelerin ortak çalışması ile bu alandaki yetişmiş iş gücü gereksinimi de giderilmeye çalışılmaktadır. Bugün sayıları yeterli olmasa da medikal fizik uzmanlarının radyoloji servislerindeki varlığının artması, kalite süreçlerinin her aşamasına büyük katkı sağlayacaktır. IAEA bu konuda gereksinim duyulabilecek medikal fizik uzmanı hesaplanmasına yönelik çalışmalar yapmıştır [17]. Hesaplama incelendiğinde, medikal fizik uzmanının radyoloji servisindeki potansiyel görev alanları daha da net görülebilmektedir.

Yetişmiş medikal fizik uzmanının yetersiz sayıda olması sadece ülkemizde yaşanan bir sorun da değildir. Bu nedenle, değişik çözüm önerileri de dikkatle incelenerek hizmetin olumsuz etkilenmesini sağlayabilecek önlemler geliştirilebilir [4]. Gelişen tele tıp çözümleri ve internet kullanılarak uygulanabilecek uzaktan erişim yöntemlerinin yardım ve katkısı değişik şekillerde denenmiştir [18-20].



Resim 1. Kalite kontrol ve süreç düzeltme çalışmalarında çabanın devamlılığı ve planın uygulanması gerekir. Yapılması gerekenler belirlenir, uygulanır, gözden geçirilir ve plana uymayan taraflar bulunarak düzeltilir. Sürecin tekrar tekrar başlatılması kadar gelişmelere göre planın da yenilenmesi kaçınılmazdır.

Kalite kontrol süreçlerinin desteklenmesi amacıyla giderek artan bir teknolojik uygulama da yapay zeka sistemlerinin bu süreçlerin her basamağı için geliştirilmesidir. Radyolojik görüntü kalitesinin objektif olarak ölçülmesi ve kaydedilmesi, gelişmiş bir teknoloji ve eğitilmiş profesyoneller gerektirmektedir. Hastanın dozunun ölçümü de benzer çalışmalara ihtiyaç duyar. Medikal fizik uzmanının kontrolünde yapay zeka tekniklerinin kullanımının artarak kabul göreceği ve süreçleri iyileştirmeye katkı vereceği öngörülmektedir [21].

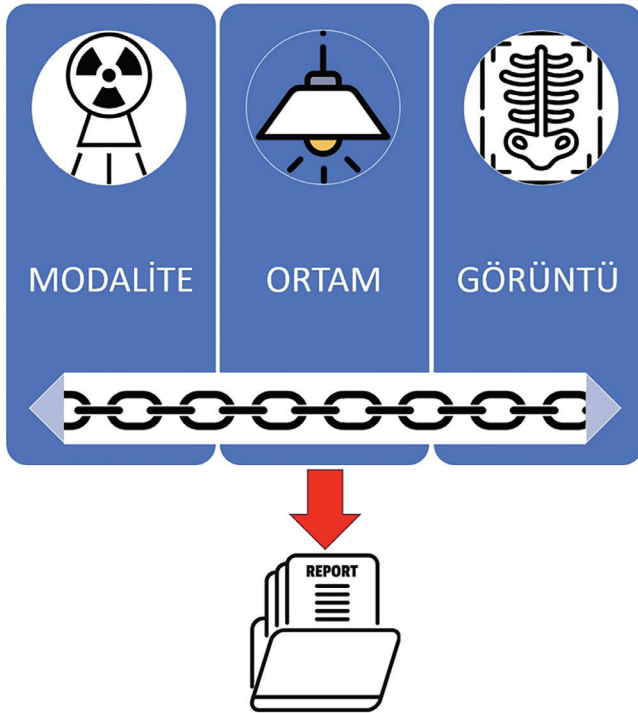
Radyolojik görüntü kalitesinin uygun olması ve uygun olmayan, tanıya katkı vermeyeceği düşünülen görüntülerin hastane görüntü arşivi ve ilgili sağlık profesyonellerine hastanın tanı ve tedavi süreçlerinde kullanılmaları için gönderilmemesi erken tarihlerden beri önemini korumuştur. Görüntüyü oluşturan teknikerin görüntünün kalitesi ve araştırılan klinik senaryoya uygun tanısal değeri olup olmadığını anlaması beklenir. Film ranfonsatör sistemlerinin kullanıldığı yıllarda da film geri çevirme (*reject analysis*) değerlendirilmeleri yapılmıştır. Geri çevrilen filmlerin nedenlerinin irdelenmesi, özellikle radyografi sistemlerinde hangi hataların yapıldığını ortaya çıkararak düzeltilmesine de ipuçları sağlamıştır. Dijital teknolojilerin kullanılması ve film basımının yerini elektronik resimlere bırakması pek çok kolaylıkla beraber yukarıda bahsedilen doz aşımı süreçlerini de getirmiştir. Hastaya birden fazla ve daha yüksek çözünürlükte görüntüler oluşturma çabasının getirdiği artan hasta dozları da dijital görüntü geri çevirme uygulamaları kullanılması ile dengelenmiştir [22].

Artan teknolojik olanaklar, hastaya birden fazla ışınlamadan maruziyetin olduğu, mamografi, floroskopi ve bilgisayarlı tomografide de tüpten çıkan enerjilerin, hastaya uygulanan parametrelerin ve doz belirteçlerin elektronik takibini kolaylaştırarak kalite kontrol ve doz takip süreçlerinin güçlenmesini sağlamıştır. Kullanılan modaliteye bağlı değişen doz belirteçlerinin takip ve kaydı ile günlük çalışmalar takip edilirken, protokollerin optimizasyonu yolu ile kalitenin artırılabilmesi de olasıdır. Ancak cihazlarda alınan bu doz belirteç değerlerinin de ne kadar gerçeği yansıttığı, ayrıca kalite kontrol ve kalibrasyon çalışmaları ile dengelenmelidir [23]. Genellikle modalitenin tüp çıkışına yerleştirilen veya ölçümler sırasında kullanılan çeşitli iyon odalarının kalibrasyonu içinde, ikincil standart dozimetre laboratuvarının ülkemizde kurulmuş olması, kalite kontrol çalışmalarına ek bir destek sağlamıştır.

Radyoloji hizmetinin verilmesinde kalitenin sağlanması beklenecek ikinci bölümün raporlama olduğu daha önce vurgulandı. Raporlamanın doğru, tutarlı ve problemleri çözecek etkinlikte olması için yetişmiş ve eğitilmiş radyoloji uzmanı kadrosuna gereksinimi olduğu bir gerçektir. Bu profesyonellerin görüntü değerlendirmesinde karşılaşılabilecekleri teknik sorunların da radyolojik değerlendirmeye etkisi olumsuz olabilir. Değerlendirilen resmin uzaysal ve kontrast

çözünürlüğü, bu görüntünün değerlendirildiği monitöre, ortama ve görüntüyü oluşturan modalitelerin doğru çalışmasına bağlıdır. Görüntüleme zinciri olarak da isimlendirilebilecek bu süreçte doğru kalite kontrol uygulamaları yapılmadan sağlık değerlendirmelerin yapılması da beklenmemelidir (Resim 2). Modalite, ortam şartları ve monitörlerin kalite kontrolü, doğru radyolojik değerlendirmenin bir başka şartını oluşturmaktadır [2, 6].

Bütün süreçlerin gözden geçirilmesi, eksikliklerin bulunması ve irdelenmesi, düzeltilmesi için ortaya koyulabilmesi işlemleri de bir düzenleme gerektirir. Her kurum ve organizasyonun kendi iç düzenleme yöntemleri olmalıdır. Bazı süreçlerin benzer başka organizasyonlar veya yetkili otorite tarafından da değerlendirilmesi yapılabilir. IAEA iç değerlendirme ve akran değerlendirme yöntemleri ile kalitenin geliştirilebilmesi için öneriler geliştirdiği bir belge yayınlamıştır. Belgede, ayrıntılı bir çalışma önerilerek, değerlendirilmesi gereken konuların önceden belirlenmesi ve gözden geçirme kriterlerinin nasıl oluşturulabileceğini ayrıntılarıyla açıklamaktadır. Böylece dış değerlendiricilerden önce süreçlerin gereksinimlerinin erkenden belirlenebileceği bir yöntem geliştirilebilir [23]. Sağlık Bakanlığı da ülkemizdeki sağlık kurumlarında ve radyoloji servisleri ve radyasyonla çalışan diğer birimlerde kalite kontrol ziyaretleri ile gelişimin sürekliliği için görev almaktadır [24].



Resim 2. Radyolojik görüntünün oluşturulmasından değerlendirilmesine kadar geçen ve görüntüleme zinciri olarak isimlendirilebilecek sürecin her aşaması birbirine ilişkili ve son ürün olan rapora doğrudan etkilidir.

Sonuç olarak, hastanın radyasyondan korunmasında, kullanılan modalite ve diğer görüntüleme teknolojilerinin yanında radyoloji takımının da kalite kontrol kavramına inanması ve süreçlerini geliştirip uygulaması gerekir. Radyolojik görüntünün tanınal olması ve hastaya uygulanan radyasyonu da içeren risklerin en aza indirilebilmesi için planlama yapılmalı, süreçler gözden geçirilmeli, hatalar bulunursa düzeltilmelidir. Sürekli kalite döngüsü daha iyi olmanın anahtarı olarak algılanmalıdır.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

1. Delis H, Christaki K, Healy B, Loreti G, Poli GL, Toroi P, et al. Moving beyond quality control in diagnostic radiology and the role of the clinically qualified medical physicist. *Phys Med*. 2017; 41: 104-8. [CrossRef]
2. International Atomic Energy Agency. Handbook of basic quality control tests for diagnostic radiology. IAEA Human Health Series No. 47, Vienna, 2023. [CrossRef]
3. Hajebrahimi A, Aghlmand S, Hosseini SM, Behrouzrak T. Study of the status of access to the information and quality improvement in radiology department of the five teaching hospitals. *Medical Sciences*. 2018; 22: 364-71. [CrossRef]
4. Diffey J. How many physicists does it take to test a mammography unit? *Australas Phys Eng Sci Med*. 2017; 40: 1-6. [CrossRef]
5. Ireland T, Perdomo A, Lee KL, Jones A, Barnes P, Greig T, et al. ACPSEM position paper: recommendations for a digital general X-ray quality assurance program. *Phys Eng Sci Med*. 2024; 47: 789-812. [CrossRef]
6. Gam NP, Sibiya MN. Doctors' perspectives on the quality of medical imaging in public hospitals in eThekweni District. *Health SA*. 2024; 29: 2389. [CrossRef]
7. Surić Mihić M, Mestrovic T, Prlić I, Surić D. Importance of quality assurance program implementation in conventional diagnostic radiology. *Coll Antropol*. 2008; 32 (Suppl 2): 181-4. [CrossRef]
8. Qenam BA, Li T, Tapia K, Brennan PC. The roles of clinical audit and test sets in promoting the quality of breast screening: a scoping review. *Clin Radiol*. 2020; 75: 794.e1-6. [CrossRef]
9. Yurt A, Cavuşoğlu B, Günay T. Evaluation of awareness on radiation protection and knowledge about radiological examinations in healthcare professionals who use ionized radiation at work. *Mol Imaging Radionucl Ther*. 2014; 23: 48-53. [CrossRef]
10. Vodovатов AV, Balonov MI, Golikov VY, Shatsky IG, Chipiga LA, Bernhardtson C. Proposals for the establishment of national diagnostic reference levels for radiography for adult patients based on regional dose surveys in Russian federation. *Radiat Prot Dosimetry*. 2017; 173: 223-32. [CrossRef]
11. Delgado AB, Rasmussen K, Jr ZS, Stathakis S, Papanikolaou N, Gutierrez A, et al. The analytical hierarchy process (AHP) to score plan quality of intact prostate treatment plans. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. 2018; 3: e534. [CrossRef]
12. Hamzian N, Asadian S, Zarghani H. A study of radiation protection standards compliance in hospital radiographic departments in Iran. *J Biomed Phys Eng*. 2022; 12: 513-20. [CrossRef]

13. Gibson DJ, Davidson RA. Exposure creep in computed radiography: a longitudinal study. *Acad Radiol.* 2012; 19: 458-62. [\[CrossRef\]](#)
14. Radyoloji Hizmetleri Yönetmeliği, 31821 sayılı 26.4.2022 tarihli Resmî Gazete’de. [\[CrossRef\]](#)
15. Türkiye İlaç ve Tıbbî Cihaz Kurumunun yayınladığı “Diagnostik Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Tıbbî Cihazların Kalite Uygunluk ve Kalite Kontrol Testleri Hakkında Yönetmelikte Değişiklik Yapılmasına Dair Yönetmelik”, 20.12.2023 ve 32405 Sayılı Resmî Gazete’de. [\[CrossRef\]](#)
16. Diagnostik radyoloji, nükleer tıp ve radyoterapi grubu tıbbi cihazların kalite uygunluk ve kalite kontrol testleri hakkında yönetmelik hükümlerinin uygulanmasına ilişkin kılavuz. TCS-KLVZ-06. Türkiye İlaç ve Tıbbî Cihaz Kurumu. 2022. [\[CrossRef\]](#)
17. International Atomic Energy Agency. Medical physics staffing needs in diagnostic imaging and radionuclide therapy: an activity based approach. IAEA Human Health Reports No. 15, Vienna, 2023. [\[CrossRef\]](#)
18. Morozov S, Guseva E, Ledikhova N, Vladzmyrsky A, Safronov D. Telemedicine-based system for quality management and peer review in radiology. *Insights Imaging.* 2018; 9: 337-41. [\[CrossRef\]](#)
19. Looney P, Halling-Brown MD, Oduko JM, Young KC. A pilot study on the development of remote quality control of digital mammography systems in the NHS breast screening programme. *J Digit Imaging.* 2015; 28: 586-93. [\[CrossRef\]](#)
20. Mora P, Pfeiffer D, Zhang G, Bosmans H, Delis H, Razi Z, et al. The IAEA remote and automated quality control methodology for radiography and mammography. *J Appl Clin Med Phys.* 2021; 22: 126-42. [\[CrossRef\]](#)
21. Larson DB, Boland GW. Imaging quality control in the era of artificial intelligence. *J Am Coll Radiol.* 2019; 16: 1259-66. [\[CrossRef\]](#)
22. Andersen ER, Jorde J, Taoussi N, Yaqoob SH, Konst B, Seierstad T. Reject analysis in direct digital radiography. *Acta Radiol.* 2012; 53: 174-8. [\[CrossRef\]](#)
23. Samara ET, Fitousi N, Bosmans H. Quality assurance of dose management systems. *Phys Med.* 2022; 99: 10-5. [\[CrossRef\]](#)
24. Sağlık Hizmetleri Genel Müdürlüğü. Sağlıkta Kalite, Akreditasyon ve Çalışan Hakları Daire Başkanlığı. SKS Hastane (Sürüm 6). [\[CrossRef\]](#)

1. Hangisi diğer süreçleri de kapsayan genel kalite düzenlemesi kavramıdır?
 - a. Kalite kontrolü
 - b. Kalite güvencesi
 - c. Kalite yönetimi
 - d. Planlama
 - e. Dokümantasyon
2. Medikal fizik uzmanının ülkemizdeki radyoloji servislerinde görevleri ile ilgili hangisi doğrudur?
 - a. Her radyoloji servisinde medikal fizik uzmanı çalışmaktadır
 - b. Medikal fizik uzmanı planlamadan sorumludur
 - c. Medikal fizik uzmanı biyomedikal mühendisidir
 - d. Görüntüleme zincirinin raporlama sürecine kadar her aşamasında katkısı olmalıdır
 - e. İyonlaştırıcı radyasyon içermeyen modalitelere katkısı olmaz
3. Hastanın aldığı radyasyonun artan teknolojiye rağmen artmasının nedeni hangisidir?
 - a. Teknikerlerin daha iyi eğitim alması
 - b. Teknolojinin daha çok gelişmesi
 - c. Dijital teknolojilerin daha hızlı ve kolay ışınlamaya olanak sağlaması
 - d. Artmış farkındalık
 - e. Artan denetlemeler
4. Hangisi hastanın aldığı radyasyonun takip edilmesinde yeni dijital teknolojilere entegre olarak fayda sağlayabilir?
 - a. Doz yönetim sistemleri
 - b. Hassas ve yüksek çözünürlüklü dedektörler
 - c. Yüksek çözünürlüklü monitörler
 - d. Artan X-ışını tüpü gücü
 - e. Artan X-ışını ısınma kapasitesi
5. Medikal fizik uzmanının radyoloji servislerindeki eksikliklerinin giderilmesinde hangi çözüm önerisi katkı sağlayabilir?
 - a. Diğer radyasyon ile çalışan servislerden teknik yardım ve danışmanlık almak
 - b. Dış kaynaklardan medikal fizik hizmetine danışmak
 - c. Yapay zeka yöntemlerinin kullanımını artırmak
 - d. Tele tıp yöntemlerinin kullanımını artırmak
 - e. Hepsi

Gerekçelendirme Kavramı

Justification

© Ebru Özcan Sanhal

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

ÖZ

Tıbbi görüntülemede hastanın radyasyondan korunmasında temel ilkeler, gerekçelendirme, optimizasyon ve doz sınırlamasıdır. Gerekçelendirme, bir tanı veya tedavi prosedürünün faydalı olup olmayacağına ilişkin klinik yargıya ve en uygun görüntüleme prosedürünün seçilmesine dayanır. Doktorlar belirli bir klinik durum için en iyi görüntüleme prosedürünü seçerken, hem faydaları hem de riskleri hesaba katarak uygun kararlar almak zorundadır. Bu nedenle, tıp uygulayıcılarının radyasyondan korunma konusunda uygun şekilde eğitilmeleri önem taşımaktadır.

Anahtar Kelimeler: Radyasyondan korunma, gerekçelendirme, radyoloji, tıbbi ışınlamalar

ABSTRACT

The basic principles of patient radiation protection in medical imaging are justification, optimization and dose limitation. Justification is based on clinical judgment about whether a diagnostic or therapeutic procedure is beneficial and the selection of the most appropriate imaging procedure. Physicians must make appropriate decisions when choosing the best imaging procedure for a given clinical situation, taking into account both the benefits and risks. Therefore, it is important that medical practitioners are adequately trained in radiation protection.

Keywords: Radiation protection, justification, radiology, medical exposures

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Hastanın radyasyondan korunmasında temel ilkeleri öğrenmek
- Gerekçelendirme kavramını ve tıbbi ışınlamalarda uygulama yöntemlerini öğrenmek
- Uygun görüntüleme yönteminin seçilmesinin hastaya yararını kavramak

GİRİŞ

Radyasyonun tıpta kullanılması, insan sağlığı ile ilişkili faydalar ve radyasyon maruziyetinin risklerinin dikkatlice dengelenmesini gerektirir. Hastaların radyasyondan korunması, iyi tıp uygulamalarının vazgeçilmez bir unsurudur.

Tıbbi görüntülemede hastanın radyasyondan korunmasında temel ilkeler gerekçelendirme, optimizasyon ve doz sınırlamasıdır. Radyasyon risklerinin yönetimi için her prosedürün gerekçelendirilmesi ve radyasyon dozunun tıbbi amaçla orantılı olarak yönetimi için korunmanın optimize

edilmesi gerekir. Tıbbi ışınlamalarda hastalar için yasal bir doz sınırı uygulanmaz. Gerekçelendirilmiş tıbbi ışınlamalarda, hasta dozu yönetimi optimizasyon görevi içerisinde yer almakta olup, tanısal referans düzeyleri, optimizasyon ilkesi için bir tavsiye mekanizması görevi görür. Doktorların belirli bir klinik durum için en iyi görüntüleme prosedürünü seçerken, hem faydaları hem de riskleri hesaba katarak uygun kararlar almaları gereklidir [1, 2].

Bilinen en eski görüntüleme yöntemi direkt grafidir. İnsan vücudunun görüntülenmesi ile ilgili çalışmalar, 1895'te Alman



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Ebru Özcan Sanhal, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

E-posta: ebruozan@akdeniz.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0001-7130-0121

Geliş Tarihi/Received: 07.03.2025 **Kabul Tarihi/Accepted:** 12.03.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Özcan Sanhal E. Justification. Trd Sem. 2025;13(1):44-50



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır. Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

Fizikçi Wilhelm Conrad Röntgen'in X-ışınlarını keşfetmesi ile başlamış ve takip eden yıllar içerisinde tıbbi radyasyon yaygın kullanım alanı bulmuştur. X-ışınlarının tıbbi görüntüleme kullanımı ile birlikte, radyasyonun biyolojik hasar riski anlaşılmağa başlamıştır. Yirminci yüzyıl, riskler konusunda farkındalığın artmasıyla birlikte, radyasyonun insanlar ve çevre üzerindeki etkileri konusunda yoğun araştırmalara tanık olmuştur. Radyoloji, tıpta teknolojiye en bağımlı uzmanlık alanı olarak, teknolojik yeniliklerin ve gelişmelerin katkısıyla hastalıkların tarama, tanı ve tedavisinde oynadığı önemli rolü sürdürmektedir. X-ışını prosedürlerinin sayısı, uzunluğu ve karmaşıklığı hızla artmaya devam ederken, radyasyon dozimetrisi, radyasyon biyolojisi ve epidemiyoloji çalışmaları daha da önem kazanmaktadır [1-3].

Radyasyondan korunma, özellikle tıbbi radyasyon açısından önem taşımakta olup, radyasyonun insan sağlığı üzerindeki potansiyel risklerini en aza indirmek için belirli ilkeler ve standartlarla yönetilmektedir. **Radyasyondan korunmanın anlaşılması için, radyasyonun madde ile etkileşiminin, dozimetrisinin, radyasyon biyolojisinin ve radyasyondan korunma ilkelerinin iyi anlaşılması esastır. Aynı zamanda, radyoloji fiziği, temel nükleer fizik, görüntü kalitesi, görüntüleme modalitesi bazlı fizik ve teknolojik ilkeler ve dijital teknoloji ile ilişkili yenilikler konusunda bilgi sahibi olunması gereklidir [1, 3].**

RADYASYON TÜRLERİ

Enerji yayma veya aktarma olarak tanımlanan radyasyon, bir kaynaktan elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar şeklinde üretilir, uzayda yayılır ve madde ile etkileşerek soğrulur. Radyasyon ağırlık özelliklerine göre; elektromanyetik radyasyon ve parçacık radyasyonu olarak ikiye ayrılırken, enerji düzeylerine göre; iyonlaştırıcı (iyonizan) ve iyonlaştırıcı olmayan (non-iyonizan) radyasyon olarak sınıflandırılır. İyonlaştırıcı radyasyonlar; biyolojik zararları olduğu bilinen, madde ile etkileşerek elektron koparabilen yüksek enerjili dalgalar (X-ışını, gama ışını) veya partiküllerdir (alfa partikülü, beta partikülü). X-ışını ve gama ışını, görünür ışığın da içerisinde bulunduğu elektromanyetik radyasyon spektrumu içerisinde yer alır [1, 2].

Radyolojik görüntüleme için kullanılan X-ışınları, elektron etkileşimi ile üretilen, düşük dalga boylu, yüksek enerjili ve iyonlaştırıcı özelliğe sahip bir elektromanyetik radyasyon türüdür. X-ışınları maddeden geçerken enerjisini maddeye aktarır ve bu etkileşim sonucunda atom dışına atılan elektronlar, kinetik enerjilerini komşu atomlara aktarırlar. Bu enerji dokularda eksitasyona, iyonizasyona ve serbest radikallerin ortaya çıkmasına sebep olur. Elektronları kopan atomların yapılarının moleküler düzeyde bozulması ile biyolojik hasar ortaya çıkar. **İyonlaştırıcı radyasyonun en önemli etkileri, hücre ölümü, malignite ya da genetik hasar şeklinde ortaya çıkan**

DNA üzerindeki etkileridir. Genetik etkiler ve kanser yapıcı etkiler, küçük dozlarda bile ortaya çıkabilir [3, 4].

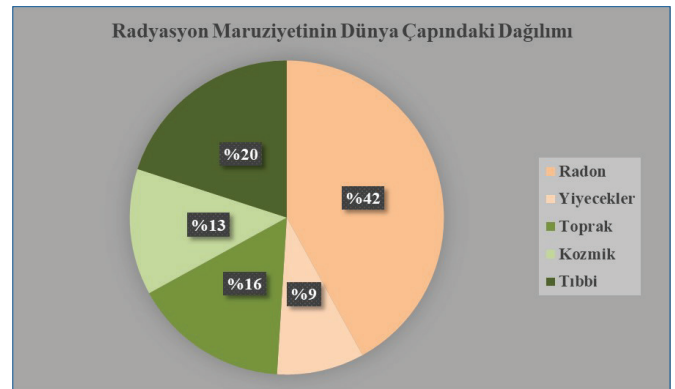
RADYASYON NEREDEN GELİR?

Sürekli olarak çeşitli kaynaklardan gelen radyasyona maruz kalmaktayız. Dünyadaki tüm canlı türleri, doğal arka plan radyasyonuna maruz kaldıkları ortamlarda var olmuştur. İnsanlar günlük yaşamlarında, uzaydan ve yerküreden kaynaklanan doğal radyasyon ve başlıca tıbbi radyasyon olmak üzere doğal olmayan iyonlaştırıcı radyasyona (Resim 1) maruz kalmaktadır [3].

TIBBİ IŞINLAMALARDA HASTANIN RADYASYONDAN KORUNMASI

Tanısal ve tedavi edici radyoloji uygulamalarını da içeren tüm tıbbi ışınlamalarda hastaların radyasyondan korunmasında temel ilkeler gerekçelendirme, optimizasyon ve doz sınırlamasıdır [5]. Bu ilkeler, iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalma olasılığının bulunduğu tüm tıbbi uygulamalarda geçerlidir. Radyasyon kullanımının faydaları, olası zararlardan (riskler ve tehlikeler) daha ağır basmalıdır [6]. **Uygulamaların gerekçelendirilmesi, radyasyon içermeyen mevcut alternatif tekniklerin faydaları ve riskleri de hesaba katılarak, tanısal veya tedavi edici faydaların olası radyasyon zararlarıyla karşılaştırılmasını içermektedir [7]. Gerekçelendirme, bir tanı veya tedavi prosedürünün faydalı olup olmayacağına ilişkin klinik yargıya ve en uygun görüntüleme prosedürünün seçilmesine dayanır. Bu nedenle, tıp uygulayıcılarının radyasyondan korunma konusunda uygun şekilde eğitilmeleri önem taşımaktadır [2, 7, 8].**

Radyasyondan korunma ilkelerinin dünya çapında standartlara bağlanması amacıyla, çeşitli uluslararası kurumlar ve



Resim 1. İnsanlar günlük yaşamlarında değişik nedenlerden dolayı iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmaktadır. Maruziyetin %80'inden fazlası doğal kaynaklar ve sadece yüzde %20'si yapay (doğal olmayan) kaynaklar sebebiyle ortaya çıkar. Bu yapay kaynakların büyük kısmını da tıpta kullanılan radyasyon uygulamaları oluşturur.

organizasyonlar tarafından yönergeler ve rehberler yayınlanmıştır. Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP), gerekçelendirme ilkesini ve radyasyonun tıbbi kullanımındaki gereklilikleri tanımlayan rehberler sunmuştur. Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı, radyasyon güvenliğini sağlamak için dünya genelindeki sağlık sistemlerine yönelik önerilerde bulunmaktadır. Dünya Sağlık Örgütü ve Avrupa Komisyonu gibi organizasyonlar tıbbi radyasyon maruziyetini düzenleyen ve gerekçelendiren yönergeler ve rehberler yayınlamıştır [5, 7-10].

Tıbbi ışınlamalarda, hastalar için belirli bir doz limiti bulunmamakla birlikte, hastanın aldığı radyasyon dozu bilgisi uygulamanın gerekliliği ile birlikte değerlendirilmeli ve optimizasyon ilkesi de göz önüne alınarak yönetilmelidir [8-11].

TIBBİ IŞINLAMALARDA GEREKÇELENİRME UYGULAMASI

Tıbbi ışınlamalarda gerekçelendirme hem radyoloji uygulayıcısının hem de tetkik isteminde bulunan tıp uygulayıcısının sorumluluğundadır. Gerekçelendirme ilkesinin tıbbi ışınlamaya uygulanması, üç düzeyli yaklaşım olarak adlandırılan özel bir yaklaşım gerektirir (Tablo 1).

Tablo 1. Tıbbi ışınlamalarda gerekçelendirmenin düzeyleri [2]

Düzyey	Tanımlama
1	Radyasyonun tıpta tanısal amaçlı kullanımı genel olarak kabul görmektedir.
2	Meme kanseri sonrası takipte mamografinin kullanılması örneğinde olduğu gibi, belirli bir amaç için belirli bir prosedürde radyasyon kullanımı uygundur. Radyolojik incelemenin tanının doğruluğunu ve hastaların tedavisini iyileştirip iyileştirmeyeceğini değerlendirmek önemlidir. Yeni bilgi veya yeni görüntüleme teknikleri mevcut olduğunda gerekçelendirmenin yeniden değerlendirilmesi gerekebilir. Örneğin, osteoporotik kompresyon haricinde, akut sırt ağrısı veya disk hernisi için direk lomber grafi uygun olmayabilir, bunun yerine manyetik rezonans görüntüleme seçeneği düşünülebilir.
3	Belirli bir hasta için radyasyon kullanımı prosedürden önce gerekçelendirilmelidir. Burada, maruziyetin spesifik nedenleri ve hastanın koşulları dikkate alınmalıdır. Uygunluk rehberleri değerlendirmede önemli bir araçtır. Radyolojik tetkik istemi, radyoloğun en iyi radyolojik prosedüre karar verebilmesi için tüm ilgili bilgileri içermelidir. Refere eden klinisyen ile radyolog arasındaki iletişim çok önemlidir. Gebelik ve kontrast madde alerjisi de dikkate alınmalı, ayrıca hastanın tıbbi kayıtlarındaki önceki tetkik veya bilgileri de dikkate alınmalıdır.

Tıbbi ışınlamada genel bir gerekçelendirme olarak, radyasyonun tıpta uygun şekilde kullanılmasının zarardan çok fayda sağladığı kabul edilir (düzey 1).

Bir sonraki düzeyde, belirli bir radyolojik prosedürün genel gerekçelendirmesi, sağlık otoritesi tarafından uygun meslek kuruluşlarıyla birlikte gerçekleştirilmelidir (düzey 2). Bu, hem mevcut teknolojilerin hem de yeni teknolojilerin ve tekniklerin gerekçelendirilmesi için geçerlidir [7, 10, 11]. Mevcut prosedürün riskleri ve etkinliği ile birlikte yeni prosedürler de gözden geçirilmeli, uygun olmayan radyolojik prosedürler tıbbi uygulamadan kaldırılmalıdır [7].

Son gerekçelendirme düzeyinde (düzey 3), radyolojik prosedürün belirli bir hastaya uygulanması dikkate alınmalıdır. Maruziyetin belirli hedefleri, klinik koşullar ve bireyin özellikleri dikkate alınmalıdır [10-14]. Mesleki kuruluşlar tarafından sağlık otoriteleriyle birlikte geliştirilen ulusal veya uluslararası radyolojik uygunluk rehberlerinin kullanılması gerekir [15-19].

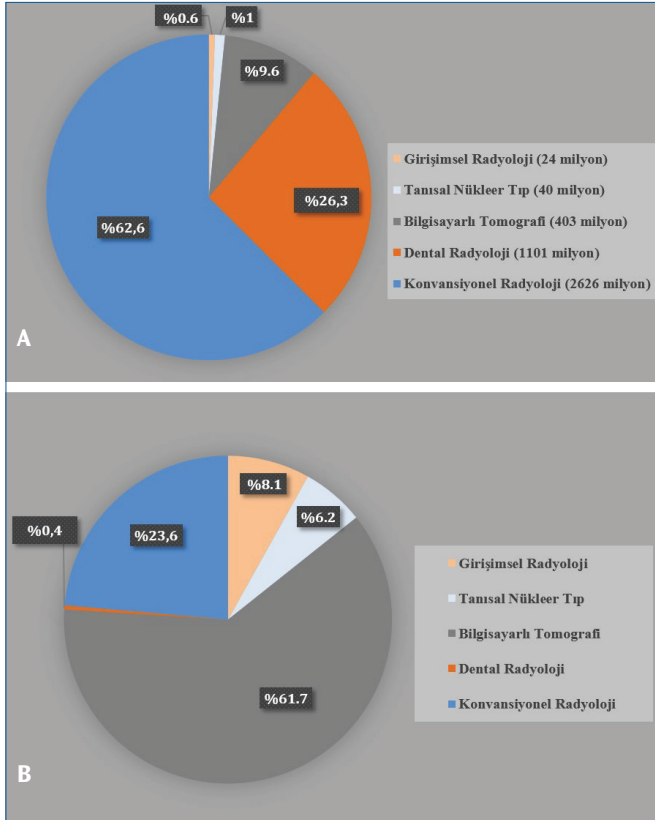
Belirli bir hastada tıbbi maruziyetin gerekçelendirmesi, hem istemde bulunan tıp uygulayıcısını (radyolojik prosedür talebini başlatan), hem de radyolojik tıp uygulayıcısını içeren ortak bir kararla, bireysel hasta düzeyinde gerekçelendirmeye yönelik ortak bir yaklaşım gerektirir. Bir istem, bir talimatı gerçekleştirmek veya emri yerine getirmekten ziyade, profesyonel bir konsültasyon veya görüş talebi olarak görülmelidir. Radyolojik tetkik isteminde bulunan tıp uygulayıcısı, tıbbi durum ve hastanın geçmişi ile ilgili bilgiyi karar sürecine dahil ederken, radyolojik tıp uygulayıcısı radyolojik prosedür konusunda uzmanlığa sahiptir [7, 10, 11]. Alternatif görüntüleme yöntemlerinin (iyonlaştırıcı radyasyon içeren ve içermeyen) etkinliği, faydaları ve riskleri dikkate alınmalıdır. Her durumda, tıbbi maruziyetin özellikleri, hastanın bireysel özellikleri ve geçmiş radyolojik prosedürler ile ilgili bilgileri birlikte değerlendirilmeli ve ulusal veya uluslararası rehberler göz önünde bulundurulmalıdır. Pratikte, gerekçelendirme ilkesinin uygulanması, radyasyonun yalnızca gerçekten gerekli olduğunda kullanılmasını sağlayarak, hastaların risklerden korunmasını ve ihtiyaç duydukları bakımı almalarını sağlar [7, 11, 15-19].

MODERN TIBBİ GÖRÜNTÜLEME ÇAĞINDA RADYASYONDAN KORUNMA

Radyoloji, X-ışınlarının keşfinden bu yana teknolojik gelişmelerle yönlendirilerek sürekli gelişmiş ve günümüzde geniş bir tıbbi görüntüleme yelpazesine dağılmıştır. Klinik uygulamada kullanılan teknoloji dijital hale gelmiştir. Bu durum, radyoloji profesyonellerinin radyolojik prosedürleri, dijital teknolojide görüntü kalitesi ve radyasyondan korunma açısından değerlendirme, gözden geçirme ve iyileştirme ihtiyacını da beraberinde getirmiştir [20].

Hızlı bir şekilde gelişmeye devam eden yeni görüntüleme teknolojileri, erken hastalık tespiti, daha az invaziv tedaviler ve iyileştirilmiş hasta sonuçları sağlamaktadır. Mevcut yayınlara göre, 2010 yılından beri, her beş yılda bir iyonlaştırıcı radyasyon kullanan yeni bir görüntüleme teknolojisi piyasaya sunulmaktadır. Tanısal ve girişimsel radyolojide en yaygın kullanım alanı bulan yeni görüntüleme teknolojileri ve görüntüleme teknikleri; foton sayıcı bilgisayarlı tomografi (BT), dual enerji BT ve konik demet BT tarayıcıları ile meme tomosentezi ve kontrastlı mamografi sistemleridir. **Son on yılda tıbbi görüntüleme teknolojilerinin ulaşılabilirliğinin küresel düzeyde artması tetkik sayısında artışa neden olmaktadır [21, 22]. Hastaların radyasyondan korunması konusundaki en büyük endişelerden biri, yeni teknolojilerin daha az hasta dozu sağladığı yönündeki yaygın izlenimin aksine, bazı yeni görüntüleme teknolojilerinde hasta dozunun artmasıdır [21].**

Birleşmiş Milletler Atomik Radyasyon Etkileri Bilimsel Komitesi'nin, Birleşmiş Milletler üye devletlerinin küresel bir anketinden elde edilen verileri ve literatür verilerini kullanarak yakın zamanda yayınladığı bir rapora göre; 2009-2018 döneminde, yılda yaklaşık 4,2 milyar tıbbi radyolojik inceleme yapılmıştır (Resim 2). Yedi virgül üç milyar kişilik küresel nüfus



Resim 2. Modalite kategorisine göre (A) Tahmini küresel yıllık tetkik ve/veya prosedür sayısına (2009-2018) ve (B) tahmini yıllık kolektif efektif doza (Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu 103 doku ağırlıklandırma faktörlerine göre) göreceli katkılar.

için toplam efektif dozun 4,08 milyon kişi-sievert (kişiSv) olduğu ve bunun da kişi başına 0,56 mSv'lik (radyoterapi hariç) efektif doza karşılık geldiği hesaplanmıştır [23-26]. Bu da tıbbi radyasyonu nüfusun insan yapımı radyasyon maruziyetinin en büyük kaynağı haline getirmektedir. **Tetkik sayısındaki artış, elde edilen fayda göz önüne alındığında büyük ölçüde gerekçelendirilmiş olmakla birlikte, artan maruziyetler ve radyolojik tetkiklerin gerekçelendirme ve optimizasyon ilkeleri gözetilmeksizin kullanımına ilişkin raporlar, hastaların radyasyondan korunmasının daha dikkatli denetlenmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.** Görüntüleme tekniklerinin radyasyondan korunma konusunda yeterli eğitimi olmayan tıp uzmanları tarafından kullanımının artması ve teknik karmaşıklık ve çeşitlilik artışı, radyasyondan korunma ilkelerinin göz ardı edilmesinin sebepleri arasında yer almaktadır [25-27].

Tıbbi görüntülemede hasta dozuna ilişkin incelemelerin, radyasyondan korunmanın optimizasyonu, bireysel ve toplum bazlı maruziyetlerin analizi ve gerekçelendirme süreci için temel araçlar olduğu kanıtlanmıştır. Toplum düzeyinde hasta maruziyetiyle ilgili bilgiler, kolektif dozlardaki eğilimleri değerlendirmede ve radyasyonun etkileriyle ilgili epidemiyolojik çalışmalarda temel bilgilendirici nitelik taşımaktadır. Tıbbi görüntülemedeki hızlı teknolojik gelişmeler, hastaların maruziyetine ilişkin bilgilere erişimi, verilerin manuel veya otomatik olarak kaydedilmesini ve analizini kolaylaştırmıştır [25].

Günümüzde BT ile tekrarlayan görüntülemeler, floroskopi eşliğinde girişimsel işlemler ve pozitron emisyon tomografisi/ BT gibi hibrit görüntüleme yöntemleri her zamankinden daha yaygındır [26]. Tekrarlayan tıbbi görüntüleme ile yönetilen kronik/rekürren hastalıkları veya diğer karmaşık tıbbi rahatsızlıkları olan hastaların, giderek artan oranlarda sağlık hizmeti içerisinde yer aldığı görülmektedir. Aktif malignitesi olan veya malignite öyküsü olan hastalarda, hem hastalık progresyonunun değerlendirilmesi hem de nükslerin izlenmesi için tekrarlayan görüntülemeler yapılmaktadır. Onkolojik hastalar dışında, kardiyak hastalığı, son evre böbrek hastalığı, Crohn hastalığı bulunan ve endovasküler aort onarımı geçiren hastalar, yüksek kümülatif efektif dozlarla maruz kalma olasılığı artmış hasta popülasyonları olarak tanımlanmaktadır. Herhangi bir nedene bağlı karın ağrısı ve ürolitiazisi olan hastalar da tekrar görüntüleme oranlarının yüksek olduğu bildirilen hasta grupları arasında yer almaktadır. Spesifik durumlarda özellikle BT ile yapılan tekrarlayan görüntülemeler dikkati çekmektedir [27]. **Görüntülemenin klinik karar desteği ile gerekçelendirildiği ve dozların ulusal referans düzeylerinin altında kalarak optimize edildiği hastalarda da yüksek dozlar gözlemlenmiş olup, görüntüleme cihazı üreticilerinin daha güvenli görüntüleme teknolojilerini geliştirmeleri gereksinimi ön plana çıkmaktadır. Önümüzdeki yıllarda kümülatif dozların artması olası olduğundan, radyasyondan korunmanın temel**

ilkelerinin dikkatli bir şekilde gözden geçirilmesi ve doz takibi için yeni “bütünsel” ölçümlerin geliştirilmesi gereklidir [21, 26, 27].

GEREKÇELENİRME SÜRECİNDE DİKKATE ALINMASI GEREKEN NOKTALAR

- Görüntüleme istemi yapılan hastanın klinik durumu hakkında yeterli bilgi mevcut olmalıdır.
- Bilinen olası kontrendikasyonlar (örn. gebelik, emzirme) değerlendirilmelidir.
- Olası önceki/eşzamanlı radyolojik tetkikler hakkında bilgi sahibi olunmalıdır.
- İyonlaştırıcı radyasyon içermeyen bir seçenek de dâhil olmak üzere uygun görüntüleme prosedürüne ilişkin karar süreci, tetkik istemi yapan uzmandan, uygulayıcı tıp uzmanına kadar izlenebilir olmalıdır.
- Gerekçeleştirme süreci, düzenlemeler ve rehberler aracılığıyla açık ve şeffaf bir düzenleyici çerçeve içerisinde yürütülmelidir.

RADYOLOJİK UYGUNLUK REHBERLERİ

Tüm tıbbi görüntüleme prosedürleri hastanın yönetimini değiştiren veya klinisyenin tanısını tam olarak destekleyen sonuçlar vermeyebilir, dolayısıyla gereksiz radyasyon dozuna sebep olabilir. **Radyolojik uygunluk rehberlerinin hedefleri klinik uygulamayı iyileştirmek, gereksiz tetkik sayısını azaltmak ve dolayısıyla gereksiz tıbbi maruziyeti azaltmaktır. Rehberlerin ana hedef grubu istemde bulunan klinisyenlerdir [2, 4, 28].**

Görüntüleme rehberlerinin etkili olması için yerel klinik ve radyolojik uygulamalarla uyumlu, güncel ve kolayca erişilebilir olmaları gerekir. Rehberlerin tutarlı kullanımı için olağan iş akışına entegre edilmeleri ve kullanımın sürdürülmesi için güncellenerek güçlendirilmeleri gereklidir [2].

HASSAS POPÜLASYONLAR

Bazı hastalar radyasyona karşı daha hassas olabilir. Çocuklar, gençler ve gebelerde gereksiz radyasyon maruziyetinden kaçınılmalı ve alternatif yöntemler değerlendirilmelidir [2].

YÜKSEK CİLT DOZU OLUŞTURABİLECEK PROSEDÜRLER

Bazı girişimsel radyolojik prosedürler, deterministik (akut ve şiddetli alınan radyasyon dozuyla doğru orantılı) radyasyon hasarı ile sonuçlanacak kadar yüksek lokal cilt veya lens dozlarına neden olabilir. Katarakt veya ciltte eritem ve geçici epilasyon deterministik radyasyon hasarına örnek olarak verilebilir. ICRP, yüksek cilt dozları maruziyeti olasılığı bulunan

hastaların nasıl belirleneceği ve yönetileceği konusunda rehberler sunmuştur [2].

POPÜLASYON TARAMASI

Tanısal prosedürler, hastalığın bazı belirtilerini veya semptomlarını gösteren bireylerin incelemeleridir. Popülasyon taraması ise asemptomatik bireylerin hastalığın gerçek başlangıcı ile semptomlarının ortaya çıkması arasındaki dönemde sistematik olarak test edilmesidir. Taramanın amacı, tedavinin halen etkin olacağı bir zamanda hastalığı tespit etmektir. Bu sebeple tarama prosedürleri için özel rehberlerin ve tarama yapılacak bireylerin seçilmesi için özel kriterlerin bulunması önem taşımaktadır. Kadınların kendi toplumları için belirlenen yaş aralığında ve sıklıkta mamografi taraması yaptırmalarının önerilmesi örnek olarak verilebilir. Uygun tarama prosedürünün belirlenmesinde sorun, görüntüleme prosedürünün sağlıklı bir popülasyonda erken bulgu veren bir hastalığı ayırt etme yeteneğinde yatmaktadır. Kanser taramasının olumsuz etkileri; radyasyon dozu ve bunun yaşamın ilerleyen dönemlerinde tetikleyebileceği olası kanser, yanlış pozitif olgu riski ile birlikte olası kaygı, potansiyel olarak zararlı ve gereksiz takip tetkikleri ve tabii ki olası zararlı tedavilerdir [2].

BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM

Hastaya önerilen radyolojik işlemin beklenen faydaları, riskleri ve sınırlamaları ile birlikte, işlemi yaptırmamanın sonuçları ile ilgili de bilgi verilmelidir. Uzun süren görüntüleme prosedürleri ile ilişkili olası yüksek deri dozları veya intravenöz kontrast madde enjeksiyonları ile ilişkili alerjik reaksiyon riski ile ilgili bilgilendirme örnek olarak verilebilir. Sağlıklı gönüllüler ve alternatif veya deneysel görüntüleme prosedürleri uygulanan hastalar da riskler konusunda uygun şekilde bilgilendirilmelidir. Bu tür araştırmaları yöneten bilim insanları, ulusal mevzuata uygun olarak önceden etik komitesinden onay almalıdır [2].

GÜVENLİK KÜLTÜRÜ

Güvenlik sadece kuralların, politikaların, prosedürlerin ve süreçlerin toplamı değildir. Güvenliğin gerçek yapı taşları; güven, iletişim ve kültürdür.

Radyasyonun tıbbi kullanımına dahil olan hastaların ve personelin korunmasını ve güvenliğini artırmak için yapılan eylemler radyasyon güvenliğini temsil eder. Radyasyon güvenliği uygulamalarını yansıtan tutumlar, örgütsel ve bireysel düzeyde dikkate alınıp özümsemiği takdirde radyasyon güvenliği kültürünün gelişerek yerleşmesine yol açar [28-30].

Son beş yılda, radyolojik hizmetlerde güvenlik kültürünün önemi ön plana çıkmış olup, Radyoloji bölümleri multidisipliner yapıları gereği güvenlik kültürü kavramının benimsenmesinde birincil adaylar olarak değerlendirilmektedir.

Yüksek bir radyasyondan korunma standardına ulaşmak için, her bireyde güvenlik temelli bir tutumun oluşturulması çok önemlidir; böylece korunma ve kaza önleme günlük görevlerin doğal parçaları haline alır. Sorumluluk duygusu ancak, ilgili kişilerin kuralları ve düzenlemeleri gerekli olarak görmeleri ve bunları günlük işlerine engel değil destek olarak kabul etmeleri durumunda elde edilebilir. Etkili bir radyasyondan korunma için, iyonlaştırıcı radyasyonun tıbbi kullanımında yer alan çeşitli personel gruplarında, tercihen her bireyin sorumluluklarının ve görevlerinin farkında olduğu ekip çalışması teşvik edilerek koordine edilmeli ve entegre edilmelidir [28-30].

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

- Huda W. Review of radiologic physics. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2010. [CrossRef]
- Dance DR, Christofides S, Maidment ADA, McLean ID, Ng KH. Diagnostic radiology physics. A handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2014. [CrossRef]
- Radiation: effects and sources. United Nations Environment Programme; 2016. [CrossRef]
- Gelal F. Radyoloji fiziği. Ankara: Dünya Kitabevi; 2023. [CrossRef]
- Fundamental safety principles: safety fundamentals. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2006. [CrossRef]
- Tsapaki V, Balter S, Cousins C, Holmberg O, Miller DL, Miranda P, et al. The International Atomic Energy Agency action plan on radiation protection of patients and staff in interventional procedures: achieving change in practice. *Phys Med*. 2018; 52: 56-64. [CrossRef]
- Radiation protection and safety in medical uses of ionizing radiation. IAEA safety standards series, No. SSG-46. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2018. [CrossRef]
- Patient radiation exposure monitoring in medical imaging. IAEA safety reports series, no. 112. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2023. [CrossRef]
- Radiological protection and safety in medicine. A report of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP*. 1996; 26: 1-47. Erratum in: *Ann ICRP*. 1997; 27: 61. [CrossRef]
- No authors listed. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP*. 2007; 37: 1-332. [CrossRef]
- Radiation protection and safety of radiation sources: international basic safety standards. IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 3. Vienna: IAEA; 2014. [CrossRef]
- International Commission on Radiological Protection. Radiological protection and safety in medicine. Publication 73. Oxford and New York: Pergamon Press; 1996. [CrossRef]
- International Commission on Radiological Protection. Radiological protection in medicine. Publication 105. Elsevier; 2007. [CrossRef]
- World Health Organisation. Effective choices for diagnostic imaging in clinical practices. Technical Report Series No. 795. Geneva: WHO; 1990. [CrossRef]
- World Health Organisation. Rational use of diagnostic imaging in paediatrics. Technical Report Series No. 757. Geneva: WHO; 1987. [CrossRef]
- European Commission. Referral guidelines for imaging. Radiation protection. No. 118, Luxembourg: Publications Office of the European Union; 2000. [CrossRef]
- European Commission. Referral guidelines for medical imaging: availability and use in the European Union. Radiation Protection No. 178. Luxembourg: Publications Office of the European Union; 2014. [CrossRef]
- American College of Radiology, 2017 ACR appropriateness criteria, ACR. Reston: VA; 2017. [CrossRef]
- The Royal College of Radiologists. RCR iRefer guidelines: making the best use of clinical radiology. London: the Royal College of Radiologists; 2017. [CrossRef]
- Lanca L, Silva A. Digital imaging systems for plain radiography. New York: Springer Science+Business Media; 2013. [CrossRef]
- Summary of the IAEA technical meeting on radiation protection of patients in the new era of medical imaging. Vienna: 2024. [CrossRef]
- Food and Drug Administration. Initiative to reduce unnecessary radiation exposure from medical imaging. US FDA Center for Devices and Radiological Health; 2010. [CrossRef]
- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources, effects, and risks of ionizing radiation. Evaluation of medical exposure to ionizing radiation. Volume 1, Scientific Annex A. 2020/2021 Report to the General Assembly with annexes. New York, NY: United Nations; 2022. [CrossRef]
- National Council on Radiation Protection and Measurements. Medical radiation exposure of patients in the United States, NCRP Report 184. Bethesda, Md: National Council on Radiation Protection and Measurements; 2019. [CrossRef]
- Patient radiation exposure monitoring in medical imaging. Safety Reports Series No.112. IAEA. Vienna: 2023. [CrossRef]
- Mahesh M, Ansari AJ, Mettler FA Jr. Patient Exposure from Radiologic and Nuclear Medicine Procedures in the United States and Worldwide: 2009-2018. *Radiology*. 2023; 307: e221263. Erratum in: *Radiology*. 2023; 307: e239006. [CrossRef]
- Brower C, Rehani MM. Radiation risk issues in recurrent imaging. *Br J Radiol*. 2021; 94: 20210389. [CrossRef]
- Ebdon-Jackson S, Frija G; European Society of Radiology. Improving justification of medical exposures using ionising radiation: considerations and approaches from the European Society of Radiology. *Insights Imaging*. 2021; 12: 2. [CrossRef]
- Radiation protection in medicine: setting the scene for the next decade: proceedings of an International Conference, Bonn, 3-7 December 2012. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2015. [CrossRef]
- Enhancing radiation safety culture in health care: guidance for health care providers. World Health Organisation; 2024. [CrossRef]

1. Tıbbi görüntülemede hastanın radyasyondan korunması ile ilgili hangisi doğrudur?

- a. Tıbbi görüntülemede hastanın radyasyondan korunmasında temel ilkeler gerekçelendirme, optimizasyon ve uygunluk kriterleridir
- b. Tıbbi ışınlamalarda, hastalar için belirli bir doz limiti bulunmadığından, hasta dozuna yönelik değerlendirme ve yönetim gerekli değildir
- c. Radyasyon riskinin yönetimi için her prosedürün gerekçelendirilmesi gerekli değildir
- d. Uygun görüntüleme prosedürünün seçilmesi klinisyenin ve radyoloğun ortak yaklaşımı gerektirir
- e. Belirli bir klinik durum için en iyi görüntüleme prosedürünü seçerken yalnızca tanısız fayda dikkate alınır

2. Aşağıdakilerden hangisi gerekçelendirme ilkesi içerisinde yer almaz?

- a. Gerekçelendirme tanısız veya tedavi edici faydaların olası radyasyon zararlarıyla karşılaştırılmasını içerir
- b. Tıbbi ışınlamalarda gerekçelendirme hem radyoloğun hem de klinisyenin sorumluluğundadır
- c. Uygun görüntüleme prosedürünün seçilmesi sürecinde hastanın kontrast madde alerjisi, gebelik durumu, tıbbi kaydındaki önceki tetkik bilgileri dikkate alınmalıdır
- d. Alternatif görüntüleme yöntemlerinin etkinliği, faydaları ve riskleri dikkate alınmalıdır
- e. Radyolojik prosedürün belirli bir hastaya uygulanmasında ulusal veya uluslararası radyolojik uygunluk rehberlerinin dikkate alınması gerekmez

3. Aşağıdakilerden hangisi gerekçelendirme sürecinde dikkate alınması gereken noktalar arasında yer almaz?

- a. Hastanın klinik durumu hakkında yeterli bilginin bulunması
- b. Düzenlemeler ve rehberler
- c. Uygun görüntüleme prosedürüne ilişkin karar sürecinde yalnızca klinisyenin görüşünün değerlendirilmesi
- d. Hastanın önceki/eş zamanlı radyolojik tetkiklerinin değerlendirilmesi
- e. Olası kontrendikasyonların değerlendirilmesi

4. Aşağıdakilerden hangisi görüntüleme rehberinin etkili olmasını sağlayan özellikler arasında yer almaz?

- a. Ana hedef grubunun radyolojik tetkik uygulayıcısı olması
- b. Güncel ve kolayca erişilebilir olması
- c. Tutarlı kullanım için olağan iş akışına entegre edilebilmesi
- d. Yerel klinik ve radyolojik uygulamalarla uyumlu olması
- e. Kullanımın sürdürülebilmesi için güncellenmesi

5. Radyasyon güvenliği kültürü uygulamaları ile ilgili hangisi doğrudur?

- a. Radyasyon güvenliği uygulamaları yalnızca bireysel düzeyde dikkate alınıp özümsemelidir
- b. Korunma ve kaza önleme tutumları bireylerin günlük görevlerinin doğal parçaları halini almalıdır
- c. Etkili bir radyasyondan korunma için ekip çalışması gerekli değildir
- d. Radyoloji bölümleri güvenlik kültürü kavramının benimsenmesinde aday olarak değerlendirilmez
- e. Radyasyon güvenliği yalnızca personelin korunmasının hedeflendiği eylemleri içerir

Radyolojik Uygunluk Rehberlerinin Hazırlanması ve Kullanımı

Preparation and Use of Radiologic Appropriateness Guidelines

© Gökçe Kaan Ataç

Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Zonguldak, Türkiye

ÖZ

Hastanın radyasyondan korunmasında en etkili yol, hastaya gerekmeden radyolojik incelemenin uygulanmamasıdır. Doğru radyolojik incelemenin seçiminde, radyolojik uygunluk rehberlerinin, güncel kanıta dayalı araştırmalar ile desteklenen, doğru metodoloji ile geliştirilmiş, şeffaf ve devamlı yenilenen belgeler olarak oluşturulmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Gerekçelendirme, uygunluk, rehber

ABSTRACT

The most effective way to protect the patient from radiation is to avoid unnecessary radiological examinations. When selecting the appropriate radiological examination, radiological appropriateness guidelines should be developed as transparent, continuously updated documents supported by current evidence-based research and created using the correct methodology.

Keywords: Justification, appropriatenes, guideline

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Gerekçelendirme (radyolojik uygunluk) rehberinin anlamı
- Radyolojik uygunluk rehberi hazırlanması
- Radyolojik uygunluk rehberinin kullanımı

GİRİŞ

Çeşitli tıbbi görüntüleme modaliteleri modern tıpta tanı ve tedavinin takibi yanında tedavini uygulanmasında da giderek artan oranlarda kullanılmaktadır. Modalitelerin büyük çoğunluğu iyonlaştırıcı radyasyon kullanarak görüntü oluşturmakta, bu süreç faydaları yanında olası sağlık risklerini de devamlı gündemde tutmaktadır. Gelişen teknoloji ve artan sayıda inovasyon, iyonlaştırıcı radyasyon dozunu azaltabilirken, kullanıcının eğitim eksikliği yanında, etik konulardaki farkındalığın düşük olması ve artan görüntüleme istekleri, hastanın aldığı radyasyonun azalmasında beklenen etkiyi sağlayamamıştır.

Radyasyonun sağlık üzerine olumsuz etkileri tıpta kullanımının ardından çok erken zamanlarda fark edilmiştir. Radyasyondan korunma önlemlerinin öğrenilmesi ve temel radyasyondan korunma prensiplerinin anlaşılmasından sonra, bu kuralların uygulandığı kurumlarda çalışanların korunmasında önemli gelişmeler gerçekleştirilmiştir. Hastanın radyasyondan korunması konusunda ise artan bilimsel kanıtlar yol gösterici olmaktadır.

Hastanın radyasyondan gördüğü zararın anlaşılması erken dönemlerde daha çok deterministik etkiler ile sınırlı kalmış, Hiroşima ve Nagazaki'ye atom bombası saldırısı ardından yaşanan süreçlerde stokastik etkilerinin önemi daha çok anlaşılmıştır. Sirke sinekleri ve fareler ile erken dönemlerde



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Gökçe Kaan Ataç, Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Zonguldak, Türkiye

E-posta: gokce.atac@beun.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0002-4145-8275

Geliş Tarihi/Received: 11.03.2025 **Kabul Tarihi/Accepted:** 15.04.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Ataç GK. Preparation and use of radiologic appropriateness guidelines. *Trd Sem.* 2025;13(1):51-57



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

yapılan sınırlı örneklem sayılarındaki deneylerde elde edilen bilgiler atom bombası uygulamaları sonrasında önemli değişiklikler göstermiştir. Tıbbi ışınlamalarda biyolojik risklerin anlaşılmasında da atom bombası kurbanlarının nesiller süren gözlem ve bilimsel değerlendirmeleri önemli katkı sağlamıştır. Tıbbi görüntülemede kullanılan cihazların dijitalleşmesi yanında radyasyon ölçüm tekniklerindeki gelişmelerinde yardımı ile tıbbi görüntülemeden kaynaklanan sağlık risklerinin anlaşılması daha da kolaylaşmıştır. **Radyasyonun stokastik etkilerinin, deterministik etkiler aksine, bir eşik doz değeri içermediği kabulü, radyasyonun sadece gerektiği zaman sağlık alanında kullanılması gerektiğini netleştirmiştir [1].** Uluslararası otoriteler [Birleşmiş Milletler Atomik Radyasyonun Etkileri Bilimsel Komitesi-*UNSCEAR*, Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA), Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu (ICRP) vb.] yapılan çalışma ve eldeki bilgilerin radyasyonun düşük dozlardaki zararlı etkileri konusunda bilginin yetersiz olduğunu, bu nedenle doğrusal bir doz cevap süreci olduğunu kabul etmeyi, insan sağlığı adına daha güvenli bulmaktadır. **Bu nedenle tıbbi amaçla kullanılan radyasyonun sadece gerekli olduğu ve beklenen tanınal faydanın olası risklerden fazla olduğu durumlarda kullanılması gerektiği önermesi kabul görmektedir [2].** Burada radyolojik incelemenin araştırılan sağlık problemi için uygunluğunun belirlenmesi bir sorun olarak görülebilir. ICRP ve IAEA'nin önerdiği hastanın radyasyondan korunması (*radiation protection of patients*) kavramı içinde gerekçelendirme kavramı, optimizasyon ve doz sınırlamaları uygulamaları ile beraber ve süreçlerde birinci aşamada kullanılmaktadır. Hastanın radyasyondan korunmasında ilk ve en etkili aşama olarak, gerekmeyen iyonlaştırıcı radyasyonun uygulanmasının yapılmaması gelmektedir [3]. **Gerekçelendirilmiş ışınlamanın mevcut şartlarda mantıklı olarak en düşük dozlarda uygulanması (*as low as reasonably achievable*) ise optimizasyon fikrinin ana mesajıdır. Gerekçelendirilmiş bir tıbbi ışınlamada doz sınırının olmadığı, ancak uygulamada kullanılan radyasyon dozlarının genel uygulama ve diğer merkezler ile karşılaştırılarak yüksek ise optimize edilmesi fikri, diyagnostik referans düzeyleri (*diagnostic reference level, DRL*) kavramında ifade edilmiştir. Radyasyonla çalışan profesyoneller için aşılmasını önerilen doz sınırları kullanılırken, hastaların medikal ışınlamalarında, standartları aşan veya çok altında kalan hasta ışınlamaları DRL ile kontrol edilmeye ve düzeltilmeye çalışılır (Resim 1) [4-6]. Bu kitapta farklı bölümlerde diğer radyasyondan korunma kavramları ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Bu bölümün amacı ise gerekçelendirme kavramının gerçekleştirilmesinde kullanılabilecek en uygun yöntem olarak, radyolojik uygunluk rehberlerini daha açıkça irdelemektir.**

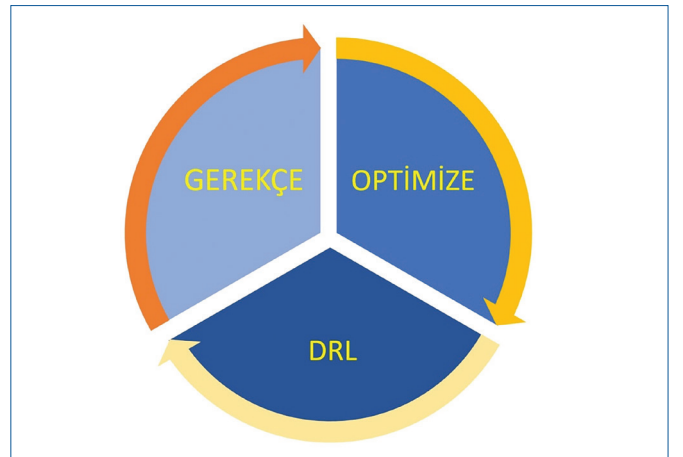
Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu ve Dünya Sağlık Örgütü'nün önerdiği üç A (*awareness, appropriateness, audit*) farkındalık, uygunluk ve anket ile sonuçları irdeleme süreçleri

gerekçelendirme süreçlerinin yürütülmesinde temel dayanağı oluşturmuştur. Böylece tüm sürecin irdelenmesi sağlanabilir [5].

Tıbbi görüntülemede gerekçelendirme işlemi üç basamaktan oluşur. İlk aşaması, iyonlaştırıcı radyasyonun tıbbi tanı ve tedavide kullanılıp kullanılmayacağına karar vermek olmuştur. Radyasyonun tıpta kullanımı süreci 1895 de WC. Roentgen ve 1896 da H. Becquerel'in keşiflerinden sonra başlamış ve giderek artan bir şekilde günümüze ulaşmıştır. Bu süreçte iyonlaştırıcı radyasyonun tanı ve tedavide etkinliği ortaya konmuş ve ilk aşama artık geçilmiştir [1, 5].

İkinci aşama yeni gelişen veya bulunan görüntüleme teknolojilerinin belli endikasyonlar için uygunluğuna karar verme aşamasıdır. Jenerik gerekçelendirme olarak isimlendirilen bu evrede, yetkili ulusal otorite ve ilgili meslek organizasyonlarını beraber karar vermesi beklenir. Bu süreçler, eskiden kabul edilen tıbbi görüntüleme uygulamaların gözden geçirilmesi ve güncel şartlarda uygunluklarının değerlendirilmesini de içerir. Bir örnek olarak, semptomsuz genç hastada preoperatif akciğer grafisinin rutin uygulanması konusunun tartışılmasını ve bazı organizasyonlarca artık gerekçesi kalmadığını açıklandığını verebiliriz [2, 3, 5]. Ancak, tüberküloz gibi toplumsal risklerin devam ettiği az gelişmiş ve gelişmekte olan ülkelerde bu önerinin henüz kabul görmemesi, süreçlerin ne kadar değişken olabileceğine de örnek oluşturur. Benzer şekilde, görece yeni bir teknoloji olan meme bilgisayarlı tomografi incelemeleri her ülkede tanınal ve tarama amaçlı kullanımının kabulü için otoriteler tarafından irdelenmektedir [5, 7].

Üçüncü gerekçelendirme aşaması, bireysel aşamada, hastaya uygulanması istenen tıbbi görüntülemenin değerlendirilmesidir.



Resim 1. Hastanın radyasyondan korunması (RPoP) kavramı, gerekçelendirilmiş tıbbi ışınlamanın optimize edilmesini ve DRL'ler ile karşılaştırılarak kontrol edilmesini önerir. RPoP; hastanın radyasyondan korunması; DRL, diyagnostik referans düzeyleri.

Bu aşama, doğrudan hastayı ilgilendirmesi yanında değişik ülke ve organizasyonlarda uygulanması çeşitlilikler de göstermektedir. Tıbbi görüntülemenin hasta için istenmesinden başlayan ve iyonlaştırıcı ışınlamanın uygulanması aşamasına kadar süren bu işlemde, istek yapan, onaylayan ve uygulayan açısından sorumluluklar ve karar süreçleri söz konusudur. Bu aşamalar değişik ülke ve çalışma şartlarında farklı şekillerde uygulanabilmektedir. Anglosakson kültüründe radyolojik inceleme isteğinin uygunluğunun onaylanması radyoloji servisi ve radyoloji teknikerine yetki olarak verilmiştir. Başka ülkelerde ise isteğin sorgulanması ve gerekçelendirmesi, isteği yapan doktorun sorumluluğuna bırakılmış, gerekçenin istek yapan doktor tarafından belirlenmesi incelemenin gerçekleştirilmesi için yeterli bulunmuştur (Resim 2).

Bireysel aşamada gerekçelendirmenin daha sağlıklı yapılmasında, makalenin ana konusu olan radyolojik uygunluğun rehberler ile önceden karar verilmesi bir çözüm olarak ortaya çıkmış ve yaklaşık 30 yıldır Avrupa ve diğer gelişmiş ülkelerde uygulanmıştır. Bugün de hastane bilgi sistemlerine entegre edilerek ve gelişen yapay zeka sistemleri ile desteklenerek, kanıta dayalı klinik bilgiler ışığında uygulanması sürmektedir. Pek çok ülkede özel bir çaba ve emek harcayarak, kendine özgü nitelikler taşıyan, orijinal uygunluk rehberleri geliştirilmiştir. Başka bazı ülkeler ise bu organizasyonlar tarafından geliştirilmiş rehberleri tercüme ederek ve/veya kendilerine uygun şekilde değiştirerek sağlık çalışanlarına sunmuştur. Bu çabaya rağmen uygunsuz radyolojik incelemelerin azaltılmasında tam bir başarıya ulaşılmayan organizasyonlar olduğu bildirilmektedir [4, 5]. Bunun olası nedenleri makalenin devam eden bölümlerine ayrıca irdelenecektir.

RADYOLOJİK UYGUNLUK REHBERLERİ

Radyolojik uygunluk rehberleri belli hastalık senaryoları ve bu hastalık durumlarının değişik varyasyonları için,

1. GENEL; RADYASYON TIPDA KULLANILABİLİR !

2. JENERİK;YENİ MODALİTE-İNCELEMENİN KULLANIMI UYGUN MU?

3. KİŞİSEL; İSTENEN İNCELEME BU HASTAYA UYGUN MU?

Resim2. Gerekçelendirme, radyasyonun tıbbi uygulamalardaki kullanımı kabul edildikten sonra, işlem ve modalitenin jenerik sorgulanması ve son aşamada hastaya istenen incelemenin uygunluğunun bireysel olarak sorgulanması evrelerini içerir.

en uygun radyolojik incelemenin kullanılması amacıyla bir çözüm olarak önerilmiştir. Bu rehberlerin hastaya uygulanacak gerekçelendirmeyi düzenleyeceği beklentisi, rehberlerin yapılmasına neden olmuştur. Hasta beklentilerinin çeşitliliği, doktorların tıbbi hata yapma ve hastaya zarar verme tedirginliği, artan teknoloji ve tanısal etkinlikten daha çok faydalanma isteği gibi etkenler, yapılan radyolojik incelemelerin bir düzenleme gerektirdiğini düşündürmüştür. Gerekmeyen inceleme sayılarının azaltılması, incelemeyi isteyen ve uygulayanın aynı olduğu süreçlerin artması (self referral) ve hastanın artan radyasyon maruziyeti ve riskleri de radyolojik inceleme isteğinin bir sistem ile yönlendirilmesi fikrini desteklemiştir [8-11].

Radyolojik uygunluk rehberlerinin hazırlanması, en başta bir ortak istek ve irade gerektirmektedir. Rehberlerin gerekliliği konusunda IAEA ve ICRP gibi organizasyonların önerileri, Avrupa komisyonu veya Uluslararası Radyografiler ve Radyolojik Teknisyenler Derneği (*International Society of Radiographers and Radiological Technologists*, ISRRT) gibi organizasyonlar yanında pek çok ülke tarafından yeterli kabul görmüştür. Yapılan açıklamalarda her ülkenin bu karmaşık süreci kendi sistemi ve çalışma kültürüne göre yeniden düzenlemesi önerilmemektedir. Radyolojik uygunluk rehberlerinin kanıta dayalı bilgiye bağlı olması, bireysel uzman görüşüne sadece gerektiğinde yer verilmesi ve uygunluk kararlarının ülkeden, maliyetlerden ve cihaza ulaşılabilirlikten bağımsız değerlendirilmesi gerektiği bildirilmiştir [12-15].

Rehberlerin esasını güncel kanıta dayalı tıp bilgisi oluşturmalıdır. Kanıt değeri başlıca rastgele klinik çalışmalardan toplanabilmektedir. Klinik çalışmalar, olgu serileri ve olgu sunumları azalan bir kanıt düzeyi sunabilmektedir. Uzman görüşünün esas alındığı daha önceki süreçler ise artık subjektif ve yetersiz bulunmaktadır [12, 16].

Bu süreç içinde radyoloji diğer tıp alanlarından bazı farklılıklar göstermektedir. Radyolojinin,

- Tedaviden çok tanısal süreçlere odaklı olması,
- Devamlı ve hızla gelişen teknoloji ve modalitelerin kanıt değerinin kolayca birikmemesi,
- Tanısal süreçlerin değerlendiren arası ve değerlendiren içi farklılıklar göstermesi,
- Radyasyona maruziyetin azaltılmasının bir faktör olarak göz ardı edilememesi, kanıt bilgisinin diğer kanıta dayalı tıp alanlarından farkları olarak görülmektedir [12].

Hastanın radyasyondan korunması konusunda yapılan çalışmalar, süreçlerin beklenen hızda ilerlemediğini göstermiştir. Önerilen tedbir ve uygulamaların daha sonra gözden geçirilmesi, beklenenden yavaş gerçekleştikleri hatta

gerçekleşmediklerini gösterebilir. Burada kararın alınmasında mevcut şartların gözden geçirilmesi ve en uygun yöntemin seçilmesi kritik bir öneme sahiptir.

Genel olarak ortak bir irade ve kararlılığın, organizasyonun üst düzeyinde liderlik ve desteğin gerekli olduğu bildirilmiştir. Ülkeler, konuya paydaş organizasyonlarını bir araya getirerek kendilerine uyan çözümler aramıştır. Güncel bilimsel verilerin incelenmesi, sık uygulanan incelemeler ve sık karşılaşılan klinik senaryolar için uygun olan önerilerin ortaya konması hedeflenmektedir. Ortaya çıkan öneri grubunun belli zaman aralıklarında ve kanıtlar değiştiğinde güncellenmesi de gerekmektedir. Amerika Birleşik Devletleri, İngiltere, Japonya, Avusturya, Yeni Zelanda ve en son Kore uygunluk rehberleri birbirine benzer öneriler yanında farklı klinik senaryolar veya farklı öneri biçimleri ile geliştirilmiştir [9, 12, 13].

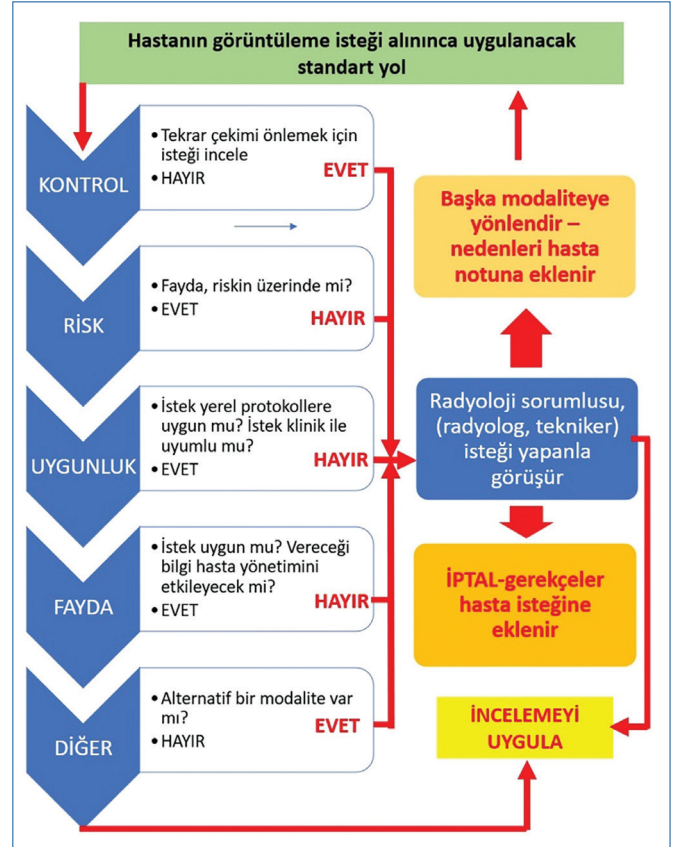
Bu önerilerin klinikte kolayca uygulanabilmesi için hastane bilgi sistemlerine entegre edilerek karar destek sistemleri içinde kullanılması, istek yapan doktora ve görüntüleme sürecinin diğer paydaşlarını bir akış içinde tutması hedeflenmiştir. Resim 3'te ISRRT tarafından şema haline getirilen iş akışı sürecinde, görüntülemenin gerçekleştirilmesi ve önerilen değerlendirme basamakları ortaya koyulmuştur [17].

Kanıt dayalı radyolojik görüntüleme rehberlerinin kimler tarafından kullanılabileceği, kimin bu belgelerden fayda görebileceği de bir tartışma konusu olmuştur. Uzmanlık eğitimi almış klinik doktorlarının uzmanlık alanlarında yapılan tanı ve tedavi işlemlerinde gerekli donanıma sahip olduğu iddia edilmiştir. Bu uzmanlık düzeyinde de rehberler ortak kararlara dayandığı ve son kanıtları içerdiği sürece görüntüleme sürecine katkı sağlayabilir. Ayrıca eğitim alan asistan doktorlar, radyologlar, teknikerler, hasta yakınları, hastane yönetimleri, sağlık sigorta şirketleri ve sosyal güvenlik kurumlarının da araştırılan herhangi bir klinik senaryoya uygun görülen öncelikli görüntülemenin bu şekilde belirlenmesinden yarar sağlayacağı öngörülmüştür [18-20].

REHBERİN HAZIRLANMASI

Farklı ülke veya organizasyon kendine özgü rehberler oluşturmuştur. Ancak rehberlerin temelinde izlenen yöntem, paydaşların bir araya gelmesi, hazır olan diğer kaynakların ve kanıt dayalı literatür bilgisinin araştırılması, hazır senaryolar için mevcut önerilerin ağırlıklandırılması olarak belirlenmektedir. Bu bilginin kullanımı aşamasında farklı biçimlerde öneriler ortaya çıkmaktadır. Örneğin; *American College of Radiology* (ACR) vücut sistemlerine göre ayırdığı hastalık senaryoları ve alt gruplarında 9 puanlık bir derecelendirme yaparak rehberlerini oluşturmaya başlamıştır. Yenilenen rehberlerde ise artık “genelde uygun, muhtemel uygun ve muhtemel uygun değil” şeklinde bir genelleme ile görüntüleme modalitelerini sınıflamakta ve modalitelerin

iyonlaştırıcı radyasyon oranlarını birden dörde kadar önerilen modalite ile beraber vermektedir [12, 16]. *Canadian Association of Radiologists* ise önerileri lehinde ve aleyhinde, güçlü ve duruma dayalı (conditional) olarak sınıflamaktadır. Rehberlerde senaryolar için modalite kullanım önerileri yukarı yeşil (lehte) veya aşağı kırmızı (aleyhte) tek (duruma dayalı) veya çift (güçlü) oklar ile gösterilmektedir [21, 22]. iRefer rehberleri, *Royal College of Radiologist*'in önerilerini yayınlamıştır. Bu rehberlerde öneriler bilginin kanıt düzeyine göre A, B ve C olarak sınıflanmaktadır. A düzeyi bir rastgele kontrollü çalışmalardan elde edilen sistemik değerlendirmelerden elde edilmektedir. B düzey kanıtlar, kohort ve olgu serilerinden sistemik değerlendirmeler ile elde edilmiş bilgilerdir. C düzeyi bir kanıt ise olgu-kontrol çalışmaları veya uzman görüşlerinden elde edilmektedir. ACR rehberlerine benzer şekilde modaliteden gelen doz bilgisi de yıldızlar ile tarif edilmekte, iyonlaştırıcı radyasyon içermeyen modaliteler için radyasyon bilgisi “0” olarak verilmektedir. Modalite önerileri ise “endike”, “özel durumlarda endike”, “özellikli araştırmalar” ve “endike değil



Resim 3. Hastanın tıbbi görüntüleme isteğinin radyoloji servisine ulaşması sonrasında görüntülemenin gerçekleştirilmesine örnek bir öneri olarak, ISRRT'nin iş akış şeması tercüme edilerek sunulmuştur. Bu şekilde, hastaya yapılan inceleme isteğinin rehberler uygunluğu sorgulanarak yapılacak işlemler açıklanmaya çalışılmıştır [17]. ISRRT, *International Society of Radiographers and Radiological Technologists*.

“şeklinde sıralanmaktadır [14]. *Japanese Radiology Society* metin ağırlıklı bir biçim kullanarak, klinik soruyu açıklayan bir metin sunmakta ve sonuna referansları eklemektedir [15]. Bu metinlere internette kolayca ulaşılabilirdiği gibi bazı örneklerde (iRefer, İngiltere) sadece üyelere yönelik ulaşılabilirlik de sağlanmaktadır. *European Society of Radiology*, ECR radyolojik uygunluk rehberlerini, bir aracı firmanın pazarlaması ile IGuide adı altında üye ülkelere edindirmekte, üye ülkeler bu rehberleri kendi dillerine çevirerek kullanmayı tercih edebilmektedir. Ayrıca *European Union*’ın iRefer’in dördüncü baskısından uyarladığı ve tüm Avrupa ülkelerinin kullanımı için hazırladığı bir metin oluşturulmuşsa da artık kullanımı için eskidiği değerlendirilmektedir. Rehberlerin güncel ve gelişen teknoloji ile kanıt bilgisine dayalı olması gereğine bu örnek olabilir [13, 19].

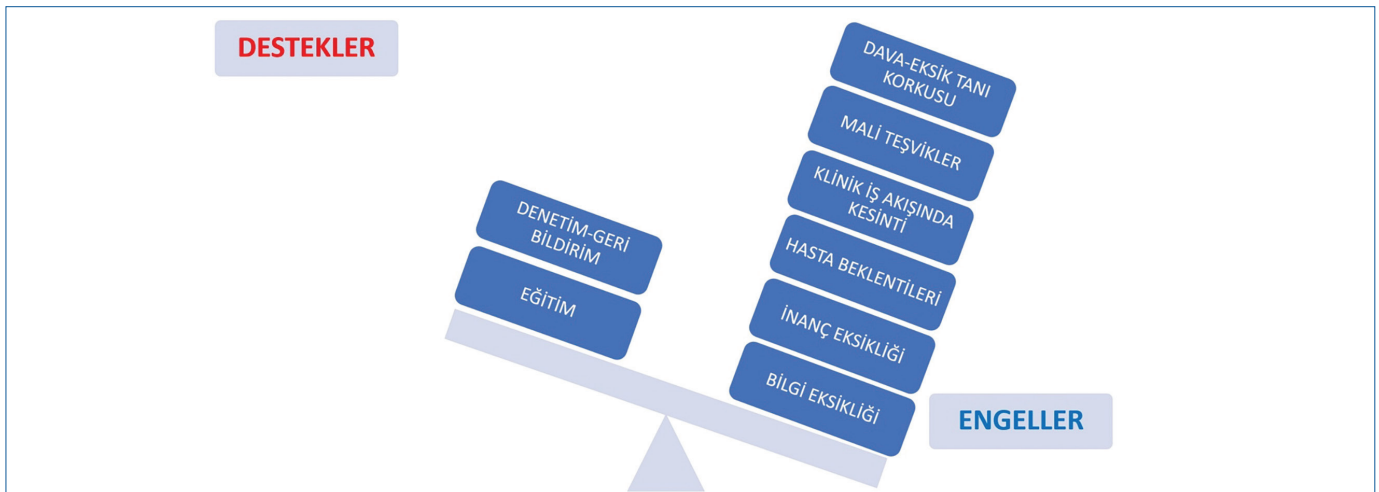
American College of Radiology, rehber hazırlama süreçlerinde belirlenen senaryolara uygun kanıt bilgileri ortaya koyulduktan ve kanıt dereceleri belirlendikten sonra, konusunda uzman hakemler arasında Delphi veya modifiye Delphi yöntemleri ile oylama veya derecelendirme yapılarak, önceden belirlenmiş kurallara yüksek bir uyum istenerek, kararlarda belirleyici gücün bilimsel ipuçları olması sağlanmıştır. Yeni yayınlandığı veya yanlış isimlendirme ile gözden kaçtığı düşünülenler belgeler dikkate alınmazken, olgu sunumları ve kişisel görüşlerde de itibar edilmemiştir. Son şekli verilen rehberler ve yeniden gözden geçirilen eski rehberler, resmi yayın organlarında duyurularak, rehber oluşturma sürecine katılmayanlar da haberdar edilmiştir. Bu profesyonellerin rehberlere ait öneri ve düzeltme istekleri de bu duyuru sonrasında ayrıca dikkate alınmıştır. ACR rehberleri sürecinde açık olarak, şeffaflık, standardizasyon ve devamlı geliştirmenin hedef olarak alındığı duyurulmuştur [9-13].

UYGULAMADA ZORLUKLAR

Bir meta-analizde, rehberler konusundaki bilgi eksikliği, etkinliğe inanç eksikliği, klinik iş akışında kesintiler, hastaların görüntüleme istek ve beklentileri, dava edilme ve/veya tanıyı gözden kaçırma korkusu ve finansal teşvikler radyolojik uygunluk rehberlerinin uygulanmasındaki engeller olarak bildirilmiştir. Bu çalışmada sorunları aşmak için eğitim müdahaleleri, mali destekler, denetim ve geri bildirim gibi önlemlerin sürecin kabulüne katkı sağlayabileceği önerilmiştir (Resim 4) [23]. Yüksek derecede uzmanlaşmanın radyolojik uygunluk rehberlerinin kullanımında ve incelemelerde beklenen uygunsuz istemlerin azaltılmasında bir engel olabileceği de bildirilmiştir [24-26].

Kanıt dayalı radyolojik uygunluk rehberlerinin hastane veya organizasyon karar destek sistemleri ile beraber kullanılması ve radyolojik incelemenin seçilmesinde karara yardım etmesi önerilmiştir. Bu süreç içinde, klinik bilginin doğru ve yeterli olarak sağlanması, radyolojik inceleme isteğinin doğru seçilmesinde en önemli katkıyı verebilir [27]. Uygulayıcının da değerlendirebileceği ve uygunluk konusunda yönlenebileceği bu bilgi her zaman yeterli olarak sağlanmamaktadır. Bu eksikliğin, hastanın elektronik hastane kaydından yeni bilgisayar sistemleri ve yapay zeka katkısıyla seçilmesi ve karara katılması gelecek günlerin sistemi güçlendirecek bir gelişmesi olabilir [28-30].

Sonuç olarak, hastanın radyasyondan korunmasında en etkili aşama, hastaya gerekmeden radyolojik incelemenin uygulanmamasıdır. Bu şekilde hasta iyonlaştırıcı radyasyon ile karşılaşmamış olur. Uygun radyolojik incelemenin seçiminde kanıt dayalı bilgilerin desteklediği, doğru metodoloji ile geliştirilmiş, şeffaf ve yeni bilgiler ışığında güncellenen radyolojik uygunluk rehberlerinin kullanılması önerilmektedir.



Resim 4. Radyolojik uygunluk rehberlerinin uygulanmasındaki destek ve engeller şekilde vurgulanmaktadır. Uygulamanın güçlükleri, gördüğü desteğin azlığından da anlaşılabilir.

Bu süreç pahalı, yoğun emek ve ayrıntılı bir çalışma gerektirmektedir. Rehberlerin geliştirilmesi yanında mevcut rehberlerin her ülke şartlarına göre uyarlanması da kullanılan ve önerilen bir diğer yöntemdir.

KAYNAKLAR

- Jorgensen TJ. Breeding season: genetic effects. In: Strange Glow: The Story of Radiation. Princeton University Press, 2016.p.206-33. [CrossRef]
- Vom J, Williams I. Justification of radiographic examinations: what are the key issues? *J Med Radiat Sci.* 2017; 64: 212-9. [CrossRef]
- Malone J, Guleria R, Craven C, Horton P, Järvinen H, Mayo J, et al. Justification of diagnostic medical exposures: some practical issues. Report of an International Atomic Energy Agency Consultation. *Br J Radiol.* 2012; 85: 523-38. [CrossRef]
- Pérez Mdel R. Referral criteria and clinical decision support: radiological protection aspects for justification. *Ann ICRP.* 2015; 44: 276-87. [CrossRef]
- International Atomic Energy Agency (IAEA). 2014. Radiation protection and safety of radiation sources: international basic safety standards. In General Safety Requirements Part 3 No. GSR Part 3. IAEA Safety Standards. [CrossRef]
- Foley SJ, Bly R, Brady AP, Ebdon-Jackson S, Karoussou-Schreiner A, Hierath M, et al. Justification of CT practices across Europe: results of a survey of national competent authorities and radiology societies. *Insights Imaging.* 2022; 13: 177. [CrossRef]
- Choi SJ, Jeong WK, Jo AJ, Choi JA, Kim MJ, Lee M, et al. Methodology for developing evidence-based clinical imaging guidelines: joint recommendations by Korean society of radiology and National evidence-based healthcare collaborating agency. *Korean J Radiol.* 2017; 18: 208-16. [CrossRef]
- Seyed-Nezhad M, Ahmadi B, Akbari-Sari A. Factors affecting the successful implementation of the referral system: a scoping review. *J Family Med Prim Care.* 2021; 10: 4364-75. [CrossRef]
- Kim YJ, Yong HS, Kim SM, Kim JA, Yang DH, Hong YJ, et al. Korean guidelines for the appropriate use of cardiac CT. *Korean J Radiol.* 2015; 16: 251-85. [CrossRef]
- Reed MH. Evidence for diagnostic imaging guidelines. *J Am Coll Radiol.* 2015; 12: 325-6. [CrossRef]
- Hamel C, Margau R, Pageau P, Venturi M, Esmailisariji L, Avard B, et al. Canadian association of radiologists diagnostic imaging referral guidelines: a guideline development protocol. *CMAJ Open.* 2023; 11: E248-54. [CrossRef]
- Kurth DA, Karmazyn BK, Waldrip CA, Chatfield M, Lockhart ME. ACR Appropriateness Criteria® Methodology. *J Am Coll Radiol.* 2021; 18: S240-50. [CrossRef]
- Remedios D, Hierath M, Ashford N, Bezzi M, Cavanagh P, Chateil JF, et al. Imaging referral guidelines in Europe: now and in the future-EC referral guidelines workshop proceedings. *Insights Imaging.* 2014; 5: 9-13. [CrossRef]
- Influence of Royal College of Radiologists' guidelines on referral from general practice. Royal College of Radiologists Working Party. *BMJ.* 1993; 306: 110-1. [CrossRef]
- Yamashita Y, Murayama S, Okada M, Watanabe Y, Kataoka M, Kaji Y, et al. The essence of the Japan Radiological Society/Japanese College of Radiology imaging guideline. *Jpn J Radiol.* 2016; 34: 43-79. [CrossRef]
- Remedios D, Brink J, Holmberg O, Kawooya M, Mendelson R, Naidoo A, et al. Clinical imaging guidelines part 1: a proposal for uniform methodology. *J Am Coll Radiol.* 2015; 12: 45-50. [CrossRef]
- Hall AM, Scurry SR, Pike AE, Albury C, Richmond HL, Matthews J, et al. Physician-reported barriers to using evidence-based recommendations for low back pain in clinical practice: a systematic review and synthesis of qualitative studies using the Theoretical Domains Framework. *Implement Sci.* 2019; 14: 49. [CrossRef]
- Remedios D, Brink J, Holmberg O, Kawooya M, Mendelson R, Naidoo A, et al. Clinical imaging guidelines part 1: a proposal for uniform methodology. *J Am Coll Radiol.* 2015; 12(1): 45-50. [CrossRef]
- Granata C, Frijia G, Damilakis J, Foley SJ, De Bondt T, Owens CM, et al. Referral guidelines for medical imaging in children: an ESR-EuroSafe Imaging survey on availability, awareness and use in clinical practice among European radiologists. *Eur Radiol.* 2021; 31: 7984-91. [CrossRef]
- Malone J, del Rosario-Perez M, Van Bladel L, Jung SE, Holmberg O, Bettmann MA. Clinical imaging guidelines part 2: Risks, benefits, barriers, and solutions. *J Am Coll Radiol.* 2015; 12: 158-65. [CrossRef]
- Reed MH. Diagnostic imaging referral guidelines: where are we now? *Can Assoc Radiol J.* 2019; 70: 3-4. [CrossRef]
- Reed MH. The Canadian association of radiologists referral guidelines. *Can Assoc Radiol J.* 2018; 69: 233-5. [CrossRef]
- Kisembo HN, Nassanga R, Ameda FA, Ocan M, Kinengyere AA, Abdirahaman SO, et al. Barriers and facilitators to implementing clinical imaging guidelines by healthcare professionals using theoretical domains framework: a mixed-methods systematic review protocol. *BJR Open.* 2021; 3: 20210004. [CrossRef]
- Hadian M, Jabbari A, Mazaheri E, Norouzi M. What is the impact of clinical guidelines on imaging costs? *J Educ Health Promot.* 2021; 10: 10. [CrossRef]
- European Society of Radiology (ESR). Summary of the proceedings of the international forum 2016: "Imaging referral guidelines and clinical decision support - how can radiologists implement imaging referral guidelines in clinical routine?". *Insights Imaging.* 2017;8:1-9. [CrossRef]
- Choinski KN, Dillard N, Beck AW, Smolock CJ. Appropriate use criteria committees: the professional society role in the development and implementation of appropriate use criteria. *Semin Vasc Surg.* 2024; 37: 111-7. [CrossRef]
- Venturelli F, Ottone M, Pignatti F, Bellocchio E, Pinotti M, Besutti G, et al. Using text analysis software to identify determinants of inappropriate clinical question reporting and diagnostic procedure referrals in Reggio Emilia, Italy. *BMC Health Serv Res.* 2021; 21: 103. [CrossRef]
- Singer C, Luxenburg O, Rosen S, Vaknin S, Saban M. Advancing acceptance: assessing acceptance of the ESR iGuide clinical decision support system for improved computed tomography test justification. *Front Med (Lausanne).* 2023; 10: 1234597. [CrossRef]
- European Society of Radiology (ESR). Methodology for ESR iGuide content. *Insights Imaging.* 2019; 10: 32. [CrossRef]
- Remedios D, Hierath M, Ashford N, Cavanagh P, Grenier PA, Lloyd CM, et al. European survey on imaging referral guidelines. *Insights Imaging.* 2014; 5: 15-23. [CrossRef]

1. Hastanın radyasyondan korunması kavramında hangisi doğru öneridir?
 - a. Radyolojik inceleme en yüksek çözünürlükte olmalıdır
 - b. Radyoloji çalışanı işlem sırasında daha fazla radyasyon alır
 - c. Hasta kendisini radyasyondan daha iyi korur
 - d. Gerekçelendirme hastayı radyasyondan en iyi koruyan uygulamadır
 - e. Yeni teknolojiler hastayı radyasyondan daha çok korur
2. Gerekçelendirme hakkında hangisi doğrudur?
 - a. Radyasyonun tıbbi uygulamalarda faydası tartışmalıdır
 - b. Yeni teknolojilerin kullanım öncesi otorite tarafından onayı gerekmez
 - c. Her hastaya yapılacak radyolojik incelemenin uygunluğu irdelenmelidir
 - d. Gerekçelendirme süreci her incelemeye uyacak genel kurallar ile yürütülebilir
 - e. Gerekçelendirme radyolojik incelemeyi yapan doktorun sorumluluğu olmalıdır
3. Radyolojik uygunluk rehberleri hakkında hangisi doğrudur?
 - a. Rehberler kanıta dayalı bilgiler ile oluşturulmalıdır
 - b. Rehberler radyoloji çalışanlarına yönelik yapılır
 - c. Rehberlerin uygulanması çok yüksek kabul görmüştür
 - d. Rehberler her ülkede aynı biçimde düzenlenmiştir
 - e. Rehberler kişisel görüş ve uzman bilgilerinden yararlanmalıdır
4. Avrupa Birliği hangi radyolojik uygunluk rehberlerinin güncel biçimini kullanmaktadır?
 - a. İngiltere
 - b. ABD
 - c. Kore
 - d. Japonya
 - e. Avusturalya-Yeni Zelanda
5. Hangisi radyolojik uygunluk rehberlerinin hazırlanmasında vazgeçilmez olandır?
 - a. Şeffaf, standart, kanıta dayalı ve devamlı yenilebilir olmalıdır
 - b. Verilen kararlarda her meslek grubunun onayını almalıdır
 - c. Yayınlanmış olgular, kanıt olarak kullanılabilir
 - d. Radyasyon maruziyeti bilgisine rehberde gerek duyulmaz
 - e. Hastalık senaryolarına yer verilmeli ancak varyasyonlarını içermemelidir

Optimizasyonun Temelleri

Principles of Optimization

Mustafa Fazıl Gelal

İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

ÖZ

Optimizasyon, iyonlaştırıcı radyasyon içeren bir işlemde hastanın radyasyon maruziyetini, tanı ya da tedavi hedefine ulaşmaya yetecek minimal düzeyde tutmayı amaçlar. Bunun için görüntüleme cihazı, teknik parametreler, çekim protokolleri optimize edilmeli; görüntü kalitesi ve doz ölçümleri yapılarak referans değerler ile karşılaştırılmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Optimizasyon, iyonizan radyasyon, görüntü kalitesi, hasta dozu

ABSTRACT

Optimization aims to keep patient exposure to the minimum necessary to achieve required diagnostic or therapeutic objective in imaging using ionising radiation. The equipment, technical parameters and imaging protocols should be optimized; image quality and patient dose should be measured and compared with reference values.

Keywords: Optimization, ionising radiation, image quality, patient dose

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Radyasyondan korunmanın temel ilkelerini öğrenmek
- Optimizasyonun anlamını, temel yöntemlerini öğrenmek; toplum sağlığı için önemini kavramak
- Radyasyon dozu ile görüntü kalitesi arasındaki dengenin önemini anlamak

GİRİŞ

İyonlaştırıcı radyasyon maruziyeti biyolojik etkilere yol açabilir. Katarakt, deri yanıkları, doku hasarı ve organ disfonksiyonu gibi deterministik etkiler, belli bir eşik değerin üzerinde ortaya çıkar ve doz arttıkça hasarın şiddeti artar. Kanser, lösemi ve kalıtsal hastalıklar gibi stokastik etkilerin oluşması için eşik değeri yoktur; ancak 100 mSv üzerindeki dozlarda lineer olarak artan risk var iken daha düşük dozlarda risk çok düşüktür [1]. Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu, deterministik etkileri önleme ve stokastik etki olasılığını azaltma amacıyla tıbbi görüntülemede kullanılan iyonlaştırıcı radyasyon dozlarının eşik değerin altında tutulması için gereken önlemlerin alınmasını önermiş ve bunun için üç ilke belirlemiştir: Gerekçelendirme, optimizasyon ve doz sınırlaması [2]. Gerekçelendirme ilkesine

göre iyonlaştırıcı radyasyon içeren işlem yalnızca, getireceği yarar, zarar riskinden fazla olduğu durumlarda yapılmalıdır.

Doz sınırlaması ise hastaların tıbbi işinlamaları dışında kalan mesleki ya da toplumsal radyasyon maruziyetini tarif eder. Bu bölümde radyasyondan korunmanın üç ana ilkesinden biri olan optimizasyonun temelleri anlatılacaktır.

Optimizasyon İlkesi

Bu ilkeye göre iyonlaştırıcı radyasyon içeren bir işlemde hastanın radyasyon maruziyeti, tanı ya da tedavi hedefine ulaşmaya yetecek minimal düzeyde olmalıdır. Bunun için görüntüleme parametreleri ve kurumsal korunma önlemleri gerekli şekilde düzenlenmelidir. Görüntüleme, makul olarak



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Mustafa Fazıl Gelal, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

E-posta: fgelal@gmail.com **ORCID ID:** orcid.org/0000-0003-1263-0918

Geliş Tarihi/Received: 23.11.2024 **Kabul Tarihi/Accepted:** 03.02.2025 **Epub:** 06.03.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Gelal MF. Principles of optimization. Trd Sem. 2025;13(1):58-63



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır. Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

elde edilebilecek en düşük düzey (ALARA) prensibine göre yapılmalı; doz azaltmanın yanı sıra görüntü kalitesinin korunmasına da önem verilmelidir [3].

Optimizasyonun Bileşenleri

Optimizasyonun dört temel bileşeni vardır [4]:

1) Görüntüleme cihazı: Cihaz iyi durumda olmalı, ilgili inceleme için doğru düzeyde ışınlama yapabilmelidir. Ulusal ve uluslararası kuruluşların standartlarına uygun olmalı, kurulumu sırasında kabul testleri yapılmalı, daha sonra belirli aralarla kalite kontrol testleri uygulanmalıdır. Cihazın; teknik özelliklerinin uygunluğu yanı sıra ilgili personel tarafından doğru şekilde kullanılması önemlidir.

2) Cihazın yeterliliği: Cihaz üzerinde spesifik incelemeler için hazır protokoller bulunmalı, çekim parametrelerinin uygun aralıklarda ayarlanmasına izin verebilmeli, doz azaltma yöntemleri uygulanabilmelidir. Cihazın performansı kalite kontrol programları ile izlenmeli, çekim protokolleri sürekli olarak iyileştirilmelidir.

3) İncelemenin teknik parametreleri: Işınlama parametreleri (mAs, kV), kolimasyon, filtrasyon ve grid kullanımı gibi özellikler doğru şekilde kullanılmalıdır. Bilgisayarlı tomografide (BT) mAs, kV, pitch değerleri fantom çalışmalarıyla optimize edilerek daha düşük doz ile yeterli görüntü kalitesi elde edilebilir [5].

4) Tanısal referans düzeyleri [diagnostic reference levels (DRL)]: Tıbbi ışınlamada DRL göz önünde bulundurularak teknik parametreler optimize edilmelidir. Bir çalışmada, BT protokolleri ve radyasyon dozlarının, ülkeler ve kurumlar arasındaki belirgin farklılığının nedenleri araştırılmış; bunun, hasta, kurum ya da cihaz özelliklerinden çok seçilen teknik parametrelere bağlı olduğu bulunmuştur [6]. Bu çalışma, uygun bir referans düzeyine göre doz optimizasyonu yapılmasının önemini göstermektedir.

Optimizasyon Ekibi

Optimizasyon için ekip olarak çalışan radyolog, radyoloji teknikeri ve medikal fizikçi gerekir. Radyolog ve tekniker, tanısal amaç için görüntü kalitesinin yeterli olup olmadığına karar verir. Radyoloji teknikeri; cihazın çalışma prensiplerini ve sınırlılıklarını, görüntü oluşumunun temel fizik kurallarını bilmelidir. Medikal fizikçi; görüntü oluşumunun fizik temellerinin ayrıntılarını bilmeli, doz ve görüntü kalitesi ile ilgili ölçümleri yapabilmeli ve yorumlayabilmelidir. Optimizasyon ekibi, birbirlerinin bilgi ve becerilerine saygı duymalı ve profesyonellik çerçevesinde dayanışma içerisinde çalışmalıdır. Ancak birçok ülkede radyasyon çalışanlarının bilgi ve beceri düzeyi optimizasyon için yeterli düzeyde değildir. Cihazların teknolojik düzeyi arttıkça optimizasyon

ekibini oluşturan profesyonellerin birbirleriyle dayanışma ve yardımlaşması daha büyük önem taşır [7]. Ülkemizde birçok kurumda medikal fizikçi bulunmaması, radyolog ve radyasyon teknikerlerinin optimizasyon süreci ile ilgili yeterli bilgi ve beceri sahibi olmaması radyasyondan korunma hedefinin önünde büyük bir engel oluşturmaktadır.

Optimizasyon ekibini oluşturan radyolog, radyoloji teknikeri ve medikal fizikçiden her birisi görüntüleme performansını artırmak için almış oldukları eğitim doğrultusunda bilgi ve becerilerini kullanırlar. Bazı görüntüleme tekniklerinde bilgi ve becerinin önemi daha büyüktür. Örneğin, dijital radyografide geniş dinamik aralık nedeniyle daha geniş ekspozur değerlerinde görüntü oluşturulabilir. Ekrandaki görüntünün parlaklık ve kontrastı ise pencere genişliği ve düzeyi ile ayarlanır. Tekniker, belli sınırlar içerisinde hangi ekspozur değerlerini seçerse seçsin görüntü kontrastı aynı olur; dolayısıyla filme bakarak verilen dozun uygunluğu anlaşılamaz. Yeterince eğitilmiş olmayan teknikerler, daha düşük ekspozur değerleri ile aynı sonucu elde edebilecekken yüksek ekspozur değerlerini kullanarak hastaların fazla doz almasına neden olur. Buna “doz aşımı” denir [8]. Ülkemizde doz aşımı konusunda yeterli farkındalık yoktur. Tüm görüntüleme ekibinin cihazın çalışma prensipleri konusunda yeterli bilgi ve beceri kazanması sağlanmalı, bilgileri düzenli aralarla güncellenmelidir.

Optimizasyon Süreci

Bir kurumda başarılı bir optimizasyon için yeterli kalitede görüntüleme cihazları ve cihaz ve görüntüleme teknolojileri konusunda uygun eğitimi almış yeterli sayıda personel gerekir. Optimizasyon süreci klinik gereksinimlere uygun cihazın belirlenmesi ile başlar; cihazın satın alınması, kurulumu ve kabulü ile devam eder. Cihazın bakımı ve kalite kontrolü de programlanmalıdır. Günlük kullanım süresince optimizasyon sürer. Optimizasyon işlemlerinin sürekli olarak gerçekleştirilmesi için idari gözetim mekanizması kurulmalıdır. Görüntü kalitesi ve hasta doz ölçümlerinin düzenli olarak yapılması, bu verinin kullanılarak inceleme protokollerinin düzenlenmesi ve kaydedilen ilerlemelerin belgelenmesi sürekli olarak denetlenmelidir [7].

Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi

Optimizasyon sürecinde büyük önem taşır. Bu değerlendirmeyi deneyimli bir radyolog, radyoloji teknikeri ya da fantomlar üzerinden medikal fizikçi yapabilir. Gelecekte yapay zeka algoritmaları görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde kullanılabilir. Görüntü kalite ölçümleri ve hasta doz ölçümleri birlikte değerlendirilerek görüntüleme protokolleri iyileştirilir.

Dijital radyografi, floroskopi ve BT gibi dijital radyoloji yöntemlerinde çekim, çekim sonrası görüntü işleme ve

gösterim aşamalarındaki teknik özelliklerin bilinmesi ve buna uygun şekilde optimizasyon yapılması önem kazanır. **Minimal radyasyon dozu hedeflenirken görüntü kalitesinin gereğinden düşük olmamasına dikkat edilmelidir. Çünkü düşük kalitedeki görüntü nedeniyle doğru tanı koyulmaması sonucu hastaların uğrayacağı zarar, biraz daha yüksek radyasyon dozunun neden olabileceği ek riskten daha büyüktür.** Ancak tekrarlanan çekimler sonucunda maruz kalınan kümülatif doz, daha sonra ortaya çıkabilecek sağlık sorunlarına yol açabilir. **Dolayısıyla radyasyon dozu ve kalite arasında uygun dengenin kurulması radyologların önemli bir görevidir [7].**

İnsan gözlemcilerle dayanan görüntü kalitesi değerlendirilmesinde iki ana yaklaşım kullanılır: 1) Patolojinin saptanma doğruluğunu değerlendiren alıcı çalışma karakteristiği (ROC) analizi, 2) anatomik yapıların ayırt edilebilirliğini değerlendiren görsel derecelendirme analizi [visual grading analysis (VGA)] [9]. ROC analizinde gözlemcilerin patolojiyi saptama duyarlılık ve özgüllükleri ROC eğrisi ile belirlenir. Ancak bu yöntem ile değerlendirme zaman alıcıdır ve patoloji ile ilişkili gerçek doğrunun bilinmesini gerektirir. Görüntü kalitesini değerlendirmenin alternatif yolu olan VGA ise basit ve kolay uygulanabilir bir yöntemdir.

Patolojik lezyonları saptama duyarlılığının, anatomiye ayırt edebilme duyarlılığı ile korele olması varsayımına dayanır. Önceden belirlenen anatomik yapılar; “ayırt edilemez” ile “çok iyi sınırlanır” arasında değişen ölçeğe göre 1-3 ya da 1-5 olarak derecelendirilir. Değerlendirmede, radyografik görüntü kalitesi (RGK) kriterleri göz önünde bulundurulur; bunlar, uzaysal çözünürlük, kontrast çözünürlüğü ve gürültüye dayanır. **Tablo 1’de RGK ile ilişkili VGA görüntü kalite kriterlerine bir örnek görülmektedir.**

Görüntü kalitesinin optimizasyonu, mümkün olan en düşük doz kullanılarak var olan klinik soru yanıtlandığında başarılmış olur. Yani kalite, doğrudan klinik soru ile ilişkilidir; buna görev tabanlı radyoloji denir. Dolayısıyla görüntü kalitesinin yukarıda tanımlanan uygun yöntemler kullanılarak değerlendirilmesi optimizasyon sürecinin en önemli parçasını oluşturur.

Yakın zaman önce Kalra ve Rehani [10], görüntü kalitesi ve doz ölçümlerini birlikte değerlendirmeyi amaçlayan 5 yıldızlı derecelendirme sistemi önermiştir (**Tablo 2**). Bu sistemde 5 yıldız; klinik endikasyon temelli, tanı koymaya ancak yetecek görüntü kalitesi ve düşük dozlu incelemelere verilmiştir. Klinik endikasyona göre gereğinden yüksek görüntü kalitesi oluşturan, ancak daha yüksek doz içeren incelemeler ise 2 yıldız almıştır. Bu derecelendirme sistemi hastane bilgi sistemlerine entegre edilebilir; kullanıcılar yalnızca birkaç saniye içinde incelemeyi kalite ve doz açısından değerlendirebilir. Optimizasyon konusunda farkındalık oluşturmaya amaçlayan bu sistem endikasyon spesifik olarak yeterli kalitede ve az dozla inceleme yapılmasını teşvik edecektir [10].

Tablo 1. VGA görüntü kalite kriterleri örneği [9]

Görüntü kriteri	Teknik görüntü kalitesi ile ilişkisi
Aort duvarının keskin demarkasyonu	Büyük yapıların kenarlarının keskinliği
Koroner arter konturunun keskinliği	Küçük yapıların kenarlarının keskinliği
Mitral kapak konturunun keskinliği	Yüksek kontrastlı uzaysal çözünürlük
Sağ/sol ventrikülde homojenite	Gürültü
Miyokard septumunun görülebilirliği	Düşük kontrast çözünürlük
VGA, görsel derecelendirme analizi.	

Tablo 2. Klinik endikasyona göre görüntü kalitesi ve doz maruziyetini birlikte değerlendiren 5 yıldızlı derecelendirme sistemi

Yıldız	Tanı kalitesi/Doz ilişkisi	Açıklama	Radyasyon dozu (CTDI _{vol} , DLP)	Örnek
*****	Yüksek gürültü ve düşük doza rağmen kabul edilebilir	Spesifik endikasyonlar için, biraz gürültülü ancak düşük doz BT	DRL sınırlarının altında	Düşük doz böbrek taşı protokolu
****	Tüm inceleme bölgesi için kabul edilebilir	Rutin incelemeler için yeterli	DRL sınırlarında	Rutin abdomen
***	Bazı alanlarda artmış gürültü/ artefaktlara rağmen kabul edilebilir	Bazı bölgelerde yetersiz görüntüleme, ancak tekrara gerek yok	DRL sınırlarında	Bazı bölgelerde artefakt
**	Mükemmel görüntü kalitesi, gürültü düşük, artefakt yok	Belli bir endikasyon için gereğinden yüksek kalite, yüksek doz	DRL sınırlarının üstünde	Rutin toraks protokolüyle akciğer nodülü izlemi
*	Aşırı artefakt; tanısal değil	Tekrar gerektirir	Aşırı doz	Yüksek gürültü ve artefakt içeren görüntü

BT, bilgisayarlı tomografi; CTDI_{vol}, BT doz indeksi; DLP, doz uzunluk çarpımı; DRL, tanısal referans düzeyleri.

Doz Azaltma

Dijital görüntüleme, konvansiyonel radyografiye göre daha düşük dozlarda çekim yapılabilmesine olanak tanır. Yeni gelişen tekniklerle görüntü kalitesi korunurken daha düşük dozlarla çekim yapılabilir. Örneğin, otomatik ekspozur kontrol sistemleri radyasyon seviyesini işleme ve hastaya göre ayarlayarak iyi bir görüntü kalitesi sağlarken hasta dozunu düşürür [11]. Ancak görüntüleme sistemine eklenen bu ve benzeri gereçlerin çalışma prensipleri teknikerler tarafından yeterince bilinmiyorsa hastaların aldıkları dozlar yeterince azalmayabilir. Cihazların karmaşık yapıda olması, onları kullanan personelin daha iyi bir eğitim almasını gerektirir.

Doz Ölçümleri ve Tanısal Referans Düzeyleri

Optimizasyon ilkesine göre görüntü kalitesi yeterli tanısal bilgi sağlayacak düzeyde tutulurken hasta dozunun en az olması amaçlanır. Bunu sağlayabilmek için hasta gruplarından düzenli olarak doz ölçümleri yapılmalı; elde edilen değerler DRL ile karşılaştırılmalıdır. **Günümüzde optimizasyon kavramı, klasik optimizasyon yaklaşımının (ALARA) ötesinde, klinik endikasyonu gözeterek hastaya ve yapılacak işleme spesifik olacak şekilde genişlemiştir.** Endikasyona ve hastaya özgü optimizasyon birçok radyoloji bölümünde rutin olarak uygulanmaktadır. Bu yaklaşım, optimizasyonu gerekçelendirme kavramı ile ilişkilendirilerek radyasyondan korunma sürecine katkıda bulunur [7].

Optimizasyon Başarılabilir mi?

Bir kurumda dijital radyolojideki optimizasyonun ne derece başarılabilirdiği personel, altyapı ve bilgi ve deneyim birikimine bağlıdır. Buna göre bazı kurumlarda yalnızca temel düzeyde optimizasyon yapılabilirken bazılarında orta ya da ileri düzey optimizasyon uygulanabilir. Optimizasyon düzeyi arttıkça endikasyon ve hastaya özgü optimizasyon yapma becerisi de artar. **Optimizasyon yöntemlerini geliştirip uygulayabilmek için öncelikle bunun önemine inanmak ve süreci benimsemek gerekir.** Cihazı kullanacak personelin eğitime önem verilmeli, bu kişilere mesleki gelişim fırsatları sunulmalıdır [7].

Daha Geniş Bakış Açısıyla Optimizasyon

Optimizasyon denilince genellikle dozun, görüntü kalitesinin, iş istasyonunun optimizasyonu gibi görüntüleme zincirindeki teknolojik unsurların ölçülebilir fizik özelliklerinin iyileştirilmesi akla gelir. Ancak görüntülemenin ölçmesi ve optimize etmesi daha zor ve karmaşık unsurları da vardır. Bunlar arasında çekimleri yapan teknikerlerin eğitimi, becerisi ve deneyimi; görüntü kalitesini etkileyen hastaların ve anatominin değişkenliği; çekimin ne zaman ve nasıl yapılacağına dair alınan kararlar; sağlık hizmetinin ekonomisi sayılabilir [12].

Optimizasyonun amacı, hastalara en iyi teknolojileri kullanarak en etkili ve verimli sağlık hizmetini sunmaktır. Radyasyon teknikeri ve radyolog gibi sağlık personeli, görüntüleme zincirindeki halkalar olarak kabul edilmelidir. Çünkü derin öğrenme ve yapay zeka algoritmaları potansiyel olarak katkı sağlayabilse de görüntü eldesi ve yorumlanması bugün sağlık personelinin kontrolündedir. Bu personelin fiziksel, mental ve duygusal iyiliğini sağlamaya yönelik önlemler alınmalıdır. Aksi takdirde hem sağlık personeline tükenmişlik ve mutsuzluk ortaya çıkacak, hem de hasta bakımı bu durumdan olumsuz etkilenecektir. Yorgunluğun radyologların yorumlama performansı üzerindeki etkisini araştırılmıştır [13, 14]. Sekiz saatlik çalışma sonrasında radyologların özellikle yakın mesafeye daha az odaklanabildikleri, tanısal doğruluklarının %4'e varan oranlarda gerilediği ve rapor kalitelerinin azaldığı bulunmuştur.

Ülkemizde radyologlar, iş yüklerinin fazlalığına bağlı olarak muhtemelen bu durumdan daha fazla etkilenmektedir. **Görüntüleme zincirindeki bileşenler ne kadar iyi optimize edilirse edilsin bu zincirin insan unsurlarının yorgunluğu durumunda hatalar kaçınılmazdır.** Radyolog ve teknikerlerin performansını azaltan ve tükenmişliğe yol açan nedenler arasında yorgunluk dışında çalışma ortamlarındaki olumsuzluklar vardır. Çalışma mekanının sağlıklı ve ergonomik olması performansı etkiler. Rapor odalarında dışarıya açılan pencereler olmalı, oda düzenli olarak havalandırılmalıdır. Ergonomik olmayan masa ve sandalyelerin kullanılması uzun vadede kronik kas iskelet sistemi sorunlarına yol açar. Monitör ve masaların yüksekliği ayarlanabilmelidir. Belirli aralarla masadan kalkıp yürümek ve esneme egzersizleri yapmak yararlı olacaktır. Fiziki ortamın olumsuzlukları dışında radyolog ve teknikerlerin fazla çalışmaya zorlanması ve stresli ortam da hizmet kalitesini negatif yönde etkiler. En iyi sağlık hizmeti sunabilmek için optimizasyon bir bütün olarak ele alınmalıdır; teknolojiler ve cihazlar yanında iş akışları ve çalışma ortamı birlikte optimize edilmelidir [12].

Ülkemizde Optimizasyon

Radyasyon güvenliği yönetmeliği değişik: RG-3/6/2010-27600 Madde 7b bendinde optimizasyon; “Radyasyona maruz kalmaya sebep olan uygulamalarda, olası tüm ışınlanmalar için bireysel dozların büyüklüğü, ışınlanacak kişilerin sayısı, ekonomik ve sosyal faktörler göz önünde bulundurularak mümkün olan en düşük dozun alınması sağlanır.” şeklinde tanımlanmıştır. Madde 27-(değişik: RG-3/6/2010-27600)’de ise: “Tıbbi ışınlamaların yapıldığı tesislerde kaynak ve radyasyon dozunu etkileyen donanımlara ilişkin kalite kontrol ve uygulamaya özgü kalite temini programları oluşturulur ve yürütülür” ibaresi vardır [15].

Radyasyondan korunmaya ilişkin bilgi ve beceri düzeyi hasta ve çalışanların radyasyondan korunması açısından tıbbi

görüntüleme alanında en öncelikli konudur. Bir çalışmada, Türkiye'deki üniversitelerde radyasyon güvenliği ve korunması eğitim müfredatı ve ders içerikleri, Avrupa Birliği rehberinde belirtilen kriterlere göre karşılaştırılmış; Türkiye'deki radyasyon güvenliği ve korunması eğitiminin, Avrupa Birliği standartlarından daha düşük seviyede olduğu bulunmuştur [16]. **Ülkemizde radyasyondan korunmanın optimizasyonu konusunda gerekli yasal düzenlemeler olmakla birlikte uygulama aşamasında eksiklikler yaşanmaktadır.** Bunun nedenleri arasında optimizasyon ekibini oluşturan radyasyon çalışanlarının eğitimindeki yetersizlikler, yeterli sayıda ve eğitimde medikal fizikçinin bulunmaması, optimizasyon bilincinin yeterince oluşmaması, radyolojik incelemelerde görüntü kalitesi ve en az doz verme kaygıları yerine inceleme sayısının öncelenmesi, hasta sayısının fazlalığı ve malpraktis baskısıyla gerekli olmayan radyolojik incelemelerin yapılması, radyasyon çalışanlarının iş yükü fazlalığı, çalışma ortamlarındaki olumsuzluklar sayılabilir.

SONUÇ

Optimizasyon, radyasyondan korunmanın üç ana ilkesinden biridir. Bu ilkeye göre iyonlaştırıcı radyasyon içeren bir işlemde hastanın radyasyon maruziyeti, tanı ya da tedavi hedefine ulaşmaya yetecek minimal düzeyde olmalıdır. Bu amaca ulaşmak için görüntüleme cihazı, teknik parametreler, çekim protokolleri optimize edilmeli; görüntü kalitesi ve doz ölçümleri yapılarak referans değerler ile karşılaştırılmalıdır. Radyolog, radyasyon teknikeri ve medikal fizikçiden oluşan optimizasyon ekibi birbirleriyle uyum içerisinde çalışmalıdır.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

1. Bushong S. Radiologic science for technologists. 12th ed. St. Louis: Elsevier Mosby; 2022. [CrossRef]
2. International Commission on Radiological Protection. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann ICRP*. 2007; 37: 1-332. [CrossRef]
3. Seeram E. Dose optimization in digital radiography and computed tomography: an essential guide. First ed. Cham: Springer Nature Switzerland; 2023. [CrossRef]
4. ICRP; Khong PL, Ringertz H, Donoghue V, Frush D, Rehani M, Appelgate K, Sanchez R. ICRP Publication 121: Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. *Ann ICRP*. 2013; 42: 1-63. [CrossRef]
5. Zarb F, Rainford L, McEntee MF. Developing optimized CT scan protocols: phantom measurements of image quality. *Radiography*. 2011; 17: 109-14. [CrossRef]
6. Smith-Bindman R, Wang Y, Chu P, Chung R, Einstein AJ, Balcombe J, et al. International variation in radiation dose for computed tomography examinations: prospective cohort study. *BMJ*. 2019; 364: 4931. [CrossRef]
7. ICRP. ICRP Publication 154: Optimisation of radiological protection in digital radiology techniques for medical imaging. *Ann ICRP*. 2023; 52: 11-145. [CrossRef]
8. Ataç GK, Dönmez MH. Dijital radyografi sistemleri. In: Gelal F, ed. Radyoloji fiziği. Ankara: Dünya Tıp Kitabevi; 2023; 47-56. [CrossRef]
9. Precht H, Hansson J, Outzen C, Hogg P, Tingberg A. Radiographers' perspectives' on visual grading analysis as a scientific method to evaluate image quality. *Radiography*. 2019; 25: 14-8. [CrossRef]
10. Kalra MK, Rehani MM. Five-star rating system for acceptable quality and dose in CT. *Eur Radiol*. 2021; 31: 9161-3. [CrossRef]
11. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijk X, Mussen E, et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology*. 2005; 237: 213-23. [CrossRef]
12. Krupinski EA. Optimisation in daily practice-it's more than just radiation dose. *J Med Radiat Sci*. 2020; 67: 2-4. [CrossRef]
13. Waite S, Kolla S, Jeudy J, Legasto A, Macknik SL, Martinez-Conde S, et al. Tired in the reading room: the influence of fatigue in radiology. *J Am Coll Radiol*. 2017; 14: 191-7. [CrossRef]
14. Stec N, Arje D, Moody AR, Krupinski EA, Tyrrell PN. A systematic review of fatigue in radiology: is it real? *Am J Roentgen*. 2018; 210: 799-806. [CrossRef]
15. Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği. Resmî Gazete Tarihi: 24.03.2000; Resmî Gazete Sayısı: 23999. [CrossRef]
16. Palacı H, Günay O, Yazar O. Evaluation of radiation safety and protection training in Turkey. *European Journal of Science and Technology*. 2018; 14: 249-54. [CrossRef]

1. Radyasyonun biyolojik etkileri ile ilgili hangisi doğrudur?

- a. Deterministik etkiler doza bağlı değildir
- b. Kalıtsal hastalıklar deterministik etkilere bir örnektir
- c. Stokastik etkilerin oluşması için eşik değer yoktur
- d. 50 mSv doza maruz kalmış bir kişi ile 150 mSv doza maruz kalmış kişi arasında stokastik etki riski aynıdır
- e. Lösemi gelişimi deterministik etkilere bir örnektir

2. Radyasyondan korunmanın ana ilkeleri ile ilgili hangisi yanlıştır?

- a. Gerekçelendirme, iyonizan radyasyon içeren incelemenin yarar-zarar oranını gözeterek yapılması anlamına gelir
- b. Doz sınırlaması, hastaların ışınlamalarında en az dozun kullanılmasını ifade eder
- c. Optimizasyon, ALARA prensibine göre incelemeyi önerir
- d. Optimizasyonda görüntü kalitesine de dikkat edilmelidir
- e. Tanısal referans düzeyleri optimizasyon sürecinde kullanılır

3. Hangisi optimizasyon sürecinden sorumlu değildir?

- a. Randevu sekreteri
- b. Kurum radyasyon güvenlik sorumlusu
- c. Radyolog
- d. Radyasyon teknikeri
- e. Medikal fizikçi

4. Hangisi optimizasyon süreci ile ilişkili değildir?

- a. Cihazın teknik parametreleri
- b. Doz referans seviyeleri
- c. Görüntü kalitesi
- d. Radyoloğun iş yükü
- e. Teknikerin maruz kaldığı doz

5. Optimizasyonla ilgili hangisi yanlıştır?

- a. Radyoloğun iş yükü optimizasyon süreci ile ilişkilidir
- b. Radyasyon çalışanlarının iyilik halini artırmak optimizasyon ile ilişkilidir
- c. Tanısal referans değerleri süreç ile ilgisizdir
- d. Ergonomik çalışma ortamı optimizasyonu artırır
- e. Çalışanların yorgunluğu optimizasyonu olumsuz etkiler

Radyografide Optimizasyon

Optimization in Radiography

© Erdem Yılmaz, © Nail Bulakbaşı

Girne Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Girne, Kuzey Kıbrıs

ÖZ

Tanışal görüntüleme ile hasta güvenliği arasındaki hassas dengenin kurulmasında iyonlaştırıcı radyasyon doz optimizasyonu en kritik ve temel konudur. Radyografide optimizasyon; doz, pozlama göstergesi, sapma indeksi, ön işleme, son işleme, tanışal referans seviyeleri gibi teknik faktörlerdeki optimizasyon ile gerçekleştirilebilir.

Anahtar Kelimeler: Radyografi, dijital radyografi, optimizasyon, doz aşımı

ABSTRACT

Optimization of ionizing radiation dose is the most critical and fundamental issue in balancing diagnostic imaging with patient safety. Optimization in radiography can be achieved by optimizing the technical factors such as dose, exposure indicator, deviation index, preprocessing, postprocessing, diagnostic reference levels.

Keywords: Radiography, digital radiography, optimization, excessive radiation dose

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Hasta dozunu etkileyen teknik faktörlerin öğrenilmesi
- Pozlama göstergesi optimizasyonunun etkili kullanımı için gerekli olan parametrelerin anlaşılması
- Sapma indeksi optimizasyonunun öneminin kavranması
- Görüntü işleme algoritmaları, tanışal referans seviyeleri ve dedektif kuantum verimliliği ile optimizasyonunun özelliklerinin öğrenilmesi

GİRİŞ

X-ışınlarının keşfi sonrası klinik kullanıma giren ilk görüntüleme yöntemi olarak radyografi, zaman içerisinde geliştirilen diğer yeni modalitelere rağmen halen temel radyolojik görüntüleme yöntemi olma özelliğini korumaktadır. Günümüzde dijital teknolojiye değişim göstermiş olsa da taşıdığı iyonlaştırıcı radyasyon yükü nedeniyle riskleri de beraberinde getirmektedir [1]. İyonlaştırıcı radyasyonun görüntüleme amacıyla kullanımının yıllar içinde artması, tanışal amaçlı toplumsal iyonlaştırıcı radyasyon dozunun ve yarattığı risklerin artmasına neden olmuştur [2]. Konvansiyonel radyografinin günümüzde dönüşüm gösterdiği dijital radyografi (DR) ile bu doğal riskler kısmen azaltılmış olsa da tanışal görüntüleme

gerekliliği ile hasta güvenliği zorunluluğunu dengelemeyi amaçlayan iyonlaştırıcı radyasyon doz optimizasyonu, halen güncel modern görüntüleme hizmetlerinin en kritik ve temel konularından biridir [3]. Günümüzde tanışal amaçlı toplumsal iyonlaştırıcı radyasyon dozunun artmasına paralel olarak önemi gittikçe artan iyonlaştırıcı radyasyon doz optimizasyonu; temel olarak mükemmel görüntüyü sunmayı değil, tanı açısından yeterli olan en düşük iyonlaştırıcı radyasyon dozu ile elde edilmiş görüntüyü sunmayı ve doğru gerekçelendirmenin sonucu olarak elde edilmesi amaçlanan net faydanın en üst düzeye çıkarılması için gerekli koruyucu önlemlerin alınmasını amaçlar. Optimizasyonun özü, elde edilen görüntü kalitesini mümkün olan en düşük radyasyon dozuyla dengelemektir [1]. En iyi optimize edilmiş teknik ve teknoloji kullanılarak,



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Nail Bulakbaşı, Girne Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Girne, Kıbrıs

E-posta: nail.bulakbasi@kyrenia.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0001-7528-8107

Geliş Tarihi/Received: 11.11.2024 **Kabul Tarihi/Accepted:** 28.02.2025 **Epub:** 18.03.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Yılmaz E, Bulakbaşı N. Optimization in radiography. Trd Sem. 2025;13(1):64-69



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.

Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

en etkili tanı ve bakım, en verimli sağaltım ve yaşam kalitesi sağlanabilir [4].

Tıbbi görüntüleme süreçlerinin optimize edilmesi, değerlendirilen kurumun radyoloji servisinin, özellikle uygulanan radyasyon dozlarının ve elde edilen görüntünün kalitesinin denetlenmesiyle başlamalıdır. Süreç bir ekip yaklaşımı gerektirir ve sorumlu radyoloji uzmanı yanında tıbbi görüntüleme teknikeri, tıbbi fizikçi ve servis mühendisini içermelidir. Bu profesyonellerin her biri sürece kendi deneyim ve uzmanlıklarını getirir. Bu sayede görüntüleme zincirinin hem tutarlılığının hem de yüksek performans standartlarının elde edilmesi için optimizasyon sürecinin gerekli şekilde ve kalitede gerçekleştirilmesi sağlanabilir [1]. Optimizasyondaki temel amaç tıbbi görüntülemenin, radyasyona maruz kalma parametrelerinin olası en düşük doz (ALARA) ile gerçekleştirilmesidir [5].

DOZ AŞIMI

Uluslararası Radyasyon Koruması Komisyonu (ICRP), gerekçelendirme ilkesini “radyasyon maruziyeti durumunu değiştiren herhangi bir karar, zarardan çok fayda sağlamalıdır” şeklinde tanımlar. Bu, bir radyasyon kaynağı için mevcut maruziyeti veya maruziyetin potansiyel riskini azaltarak, neden olabileceği hasarı gerçekçi kılacak yeterli bireysel veya toplumsal fayda elde edilmesi gerektiği anlamına gelir [6]. Bu nedenle tıbbi görüntüleme sırasında kullanılan radyasyon, tanısallık anlamında maruziyete bağlı potansiyel risklerden daha fazla katkı sağlamalıdır [3]. Ancak tanısallık faydası yeterli olmayacak derecedeki düşük bir radyasyon dozunun, çok yüksek bir radyasyon dozu kadar kötü olabileceği unutulmamalıdır. Sonuç olarak uygun tanısallık kalitede görüntü elde etme bir denge ve aynı zamanda da tecrübe gerektirir [1].

Radyasyona aşırı maruz kalma, özellikle gerekçelendirmeye uymayan incelemeler ve gereksiz tekrarlar, hastada biriken radyasyon dozunu artırarak canlı dokulara zararlı olabilmektedir. Bu nedenle dozun düzenlenmesi ve miktarı önemlidir [7]. Ancak vücut yapısı ve kompozisyonu, özellikle morbid obezitesi olan bireylerde, tatmin edici görüntüleme sonuçları elde etmek için daha yüksek radyasyon dozlarını gerektirebilir [8].

Rastgele ve olasılık olarak doz arttıkça artan stokastik etkiler için bir eşik dozu yoktur. Herhangi bir radyasyon miktarı, ne kadar küçük olursa olsun, zarar verme potansiyeline sahiptir. Zarar meydana gelirse, hasar genellikle maruziyetten yıllar sonra belirgin hale gelir; bu nedenle, kanser ve genetik hasara sebep olan bu stokastik etkilerin DR görüntüleme ile düşük de olsa olma olasılığı bulunmaktadır [8-10]. Buna karşılık etki şiddetinin (olasılıktan ziyade) radyasyon dozuyla arttığı, bir eşik dozunun olduğu deterministik etkilerin ise DR görüntüleme olma olasılığı yok denecek kadar azdır [10]. Bu nedenle doz optimizasyonundaki temel amaç, stokastik risklerin olasılığını en aza indirmektir.

DOZ OPTİMİZASYONU

Yüksek frekans ve kısa dalga boyu nedeniyle yüksek enerjiye sahip bir elektromanyetik radyasyon biçimi olan X-ışınları, bu sayede vücut içinden geçerek görüntü oluşturabilme özelliğine sahiptir [3]. Günümüzde yaygın olarak kullanılan DR teknolojisi, hastadan geçen bu X-ışınlarını flat-panel dedektörde yakalayarak önce elektrik yüklerine sonra da dijitalize ederek görüntüye dönüştürme ve dijital olarak depolama özelliğine sahiptir [11, 12]. DR sistemlerindeki gelişmiş görüntü işleme teknikleri; hasta ve teknikerlerin aldığı radyasyon dozlarını belirgin şekilde azaltırken yüksek tanısallık kalitede görüntü oluşumunu da sağlarlar [3, 11-13].

Hasta dozunu etkileyen çok sayıda teknik faktör arasında; X-ışını jeneratörü türü, filtrasyon, kolimasyon, otomatik pozlama kontrol sistemleri, X-ışın demetinin doğru hizalanması, kaynak-dedektör mesafesi, hasta kalınlığı, grid özellikleri (grid oranı, seçicilik ve grid frekansı), gonad koruması, dedektörün hassasiyeti, pozlama tekniği faktörleri [kilovolt (kV) ve miliamper-saniye (mAs)] ve incelemenin tekrarlanma oranı gibi faktörler yer alır. Bunlar içinde radyoloji teknikeri tarafından doğrudan kontrol edilebilen başlıca faktörler ise; pozlama tekniği faktörleri olan mAs ve kV, otomatik ekspozur kontrol (AEC) sistemi, kolimasyon, X-ışın demetinin doğru hizalanması, kaynak-obje mesafesi, grid seçimi ve tekrarlanma oranıdır [11]. Pozlama indeksi (*exposure index*, EI) ve sapma indeksi (*deviation index*, DI) ise çekim için doğru pozlama tekniğinin kullanılıp kullanılmadığını gösteren DR görüntüsündeki sayısal değerlerdir [11].

- Doz ile mAs doğru orantılıdır ve mAs’de iki kat artış, hem X-ışın foton miktarını (kantite) hem de hastanın aldığı dozu 2 kat artırır. Görüntü başına dozun artırılması görüntüyü azaltacak (mAs ile görüntü arasındaki ters ilişki nedeniyle), böylece görüntü kalitesi artacaktır [14].
- Doz, kV’daki değişiminin karesi ile doğru orantılıdır ve $doz = (kV_{son} / kV_{ilk})^2$ şeklinde ifade edilebilir. Yüksek kVp teknikleriyle, X-ışın fotonlarının enerjisi (kalite) arttıkça, dokulardan geçme (penetrasyon) özelliği artacağı için görüntü alıcısına ulaşacak X-ışın miktarı artar. Fotoelektrik etki oluşturma oranı kV^3 ile ters orantılı olarak azalarak dokuyu etkileme olasılığı azalacağı için hastanın alacağı doz azaltılır. Daha kalın vücut kısımlarına nüfuz edebilmek için daha yüksek kV değerleri kullanılmalıdır. kV’yi artırıp mAs’ın uygun şekilde azaltılmasıyla hastaya daha az doz verilmesi sağlanır. Fotoelektrik etki olma olasılığındaki azalmanın görüntü kontrastını azaltacağı bilinen bir fizik gerçektir. Ancak diğer değişkenler sabit iken, kV’de %15’lik bir artışın mAs’ın iki kat artışına benzer bir yoğunluk artışı sağlayacağı ve hastanın alacağı dozu azaltacağı için, günümüzde DR incelemelerinde yüksek kV, düşük mAs tekniğiyle çekim yapılması önerilir [10, 11].

- Kolimasyon; ışın alanı boyutunu, çekilmesi amaçlanan anatomiyle sınırlayarak hastayı gereğinden fazla radyasyondan korumayı amaçlar, böylece ışınlanan doku hacmi azalır.
- Kaynak-dedektör ve dolayısıyla da kaynak-obje mesafesini azaltmak, X-ışının dağılımını artırarak hastanın yüzeyindeki foton konsantrasyonunu artırır ve böylece hastanın cilt yüzey maruziyetini artırır.
- Gonad koruyucuları, gonadları birincil radyasyondan korumak için tasarlanmıştır. Bunlar en az 0,5 mm kurşun eşdeğeri kalınlığa sahip olmalıdır. Erkekler için, koruyucunun dış işaret noktası olarak simfizis pubis, kadınlarda yumurtalıkları radyasyondan korumak için ön üst iliak çıkıntıların 2,5 cm medialindeki dış işaret noktası kullanılabilir. Ancak gonad koruyucular birçok gelişmiş ülkede AEC'yi ötebileceği ve yanlış yerleştirilebileceği gerekçeleri ile hasta dozunu ve tekrarları arttırabileceği için kullanılmamaktadır.
- Bir radyografik görüntüdeki gürültüyü 2 kat azaltmak için dozu 4 kat arttırmak gerekir (doz, gürültüyle ters orantılıdır).
- Dijital bir görüntünün uzaysal çözünürlüğünü (piksel boyutundan etkilenir) 2 kat artırmak için dozu 8 kat artırmayı gerektirir (doz, piksel boyutuyla ters orantılıdır) [11, 14].

POZLAMA İNDEKSİ OPTİMİZASYONU

Pozlama indeksi, bilgisayarlı radyografi (*computed radiography*, CR) üreticileri tarafından, kullanıcıya hastanın maruz kaldığı doz miktarına ilişkin görsel bir ipucu sağlamak için tasarlanmış sayısal bir parametre olsa da DR sistemlerinde de kullanılabilir. Dedektöre ulaşan radyasyonun bir belirteci olarak verilir. Teknisyene, belirli X-ışını miktarı için uygun pozlama tekniği faktörlerinin kullanılıp kullanılmadığına dair bir gösterge sağlar. Burada El'nin hasta dozu olmadığını anlamak oldukça önemlidir. Operatörler, mAs ve ilişkili El değerlerini kullanarak CR ve DR görüntüleme sisteminde dozu ve görüntü kalitesini optimize edebilirler [11].

Özellikle CR üretiminin ilk evrelerinde çeşitli üreticilere özgü farklı El'ler (ters veya orantılı ölçek) ve ayrıca farklı algoritmalar ve dedektör kalibrasyon teknikleri kullanılıyordu. Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (IEC), Amerikan Tıp Fizikçileri Birliği (AAPM) ve Tıbbi Görüntüleme ve Teknoloji İttifakı (MITA) iş birliği yaparak klinik görüntülemedeki karışıklığı ortadan kaldırmak için El'yi standartlaştırmıştır. Bu standart El'nin etkili kullanımı için dört parametrenin iyi anlaşılması gerekir [15].

- Pozlama indeksi: Dijital bir X-ışını görüntüleme sistemiyle elde edilen bir görüntünün ilgili görüntü bölgesindeki radyasyona karşı dedektör tepkisinin ölçüsüdür.
- Hedef pozlama indeksi (*target index*, TI): X-ışını görüntü alıcısını uygun şekilde maruz bıraktığınızda pozlama endeksinin beklenen değeridir.
- Sapma indeksi: Gerçek pozlama endeksinin hedef pozlama endeksinde sapmasını ölçen oransal bir logaritmik sayıdır.
- İlgili hacim: İlgili görüntü bölgesindeki orijinal verilerin merkezi eğilimidir. Merkezi eğilim, genellikle bir dağılımın merkezini tasvir eden istatistiksel bir terimdir. Ortalama, medyan veya mod gibi çeşitli ölçülere atıfta bulunabilir.

Günümüzde tüm DR görüntüleme ekipmanları standart El'yi kullanmaktadır. Standart El, dedektörün radyasyon maruziyeti/sinyaline ilişkin doğrusal orantılı bir ölçek kullanılmasını gerektirir. Yani dedektör dozunun iki katına çıkarılması, standartlaştırılmış El değerinin de iki katına çıkmasını gerektirir [15].

SAPMA İNDEKSİ OPTİMİZASYONU

Yukarıda belirtildiği gibi DI, standart El paradigmasının önemli bir parametresidir. Radyoloji teknikeri tarafından ALARA ilkesi kullanılarak oluşturulması gereken TI ile ilişkilidir. **DI, gerçek El ile TI arasındaki sapma miktarını gösterir ve son görüntüde doz optimizasyonunun bir ölçüsü olarak gösterilir** [11, 15]. Yapılan çalışmalarda; bir görüntüleme bölümünün DI değerlerini izleme programı ve varsayılan maruziyet ayarlarının hedefli optimizasyonu yoluyla hasta dozlarında belirgin bir azalma sağlayabileceği gösterilmiştir. TI'lerin periyodik ve düzgün bir şekilde güncellenmesi klinik El, TI ve DI'nin hasta dozunu optimize etmek için araç olarak kullanılabileceğini ortaya koymaktadır [16, 17]. **DI ile El ve TI arasındaki ilişki $DI=10\log_{10}(El/TI)$ şeklinde formül ile ifade edilir. Özellikle DI'nin -3 ile +3 arasındaki değerlerinin ne anlama geldiği ve bu durumlarda ne yapılması gerektiği Tablo 1'de özetlenmiştir.**

GÖRÜNTÜ İŞLEME ALGORİTMALARI KULLANILARAK OPTİMİZASYON

Dijital radyografide görüntü, ön işleme (*pre-processing*) ve son işleme (*post-processing*) olmak üzere iki temel süreçten geçerek oluşturulur. **Ön işlemede ham görüntü verilerinin tanımlanması, düzeltilmesi ve ölçeklenmesi gibi işlemler yer alırken, son işlemede ise pencereleme, görüntü çıkarma ve zamansal ortalama alma gibi gri tonlamalı nokta işleme işlemleri; mekânsal filtreleme, kenar iyileştirme ve yumuşatma gibi yerel işleme işlemleri ve Fourier dönüşümü ve gürültü kontrolü gibi genel işleme işlemleri yer alır** [11, 18-20]. Bu konuda yapılan çalışmalar, görüntü işleme parametrelerinin

Tablo 1. Deviasyon indeksi değerleri

Deviasyon indeksi	Ekspojur miktarı	Yapılması gereken
+3	~ % 100 fazla	Gereksiz fazla hasta dozu, film yanmışsa tekrar et
+2	~ % 60 fazla	Fazla hasta dozu, film yanmışsa tekrar et
+1	~ % 26 fazla	Genelde tekrar gerekmez, şüphede halinde radyoloğa danış
-0,5 ile 0,5 arası	Optimal ekspojur	İdeal görüntü
-1	~ % 20 az	Genelde tekrar gerekmez, şüphede halinde radyoloğa danış
-2	~ % 40 az	Tekrar için radyoloğa danış
-3	~ % 50 az	Yetersiz çekim, tekrar et

optimizasyonu ile görüntü kalitesinde önemli bir kayıp olmadan önemli bir doz azaltımının mümkün olduğunu ortaya koymuştur [18-20]. Örneğin çok frekanslı işleme (*multifrequency processing*) gibi son işleme algoritmaları içeren yazılımlar ile düşük dozlu ve düşük kaliteli (yüksek gürültü) bir görüntüdeki yapıların görünürlüğünü iyileştirmenin mümkün olduğu ve bunun bir optimizasyon stratejisi olarak başarıyla kullanılabileceği gösterilmiştir [18]. Çoklu frekans işleme yazılımı; düşük kaliteli bir görüntüyü, işlenmek üzere ayrı frekans aralıklarına bölmek üzere tasarlanmıştır ve farklı frekans aralığındaki iyileştirilen görüntü parçaları birleştirilerek geliştirilmiş bir görüntü çıktısı elde edilir [18]. Çoklu Laplasyen dönüşümü alt bant piramidal geliştirme teknolojisi [MLT(S)] gibi yazılımlar ile optimize edilmiş görüntülerde %61'lik bir doz azaltımında optimum görüntü kalitesi korunması ve tanısal kalitedeki görüntülerde bile %88'lik bir doz azaltımı sağlanabilir [18]. Bir başka çalışmada ise düşük doz görüntünün kalitesinin, maksimum ortalama doz azaltma oranı, başlangıç dozunun %47,8'ine düşürülse bile başlangıç doz görüntüsünün kalitesinden daha düşük olmadığı saptanmıştır [19].

TANISAL REFERANS SEVİYELERİ İLE OPTİMİZASYON

Tanısal referans seviyeleri (*diagnostic reference levels*, DRL), tıbbi görüntüleme hastaların radyasyondan korunmasında yararlı bir doz düzeyi önerisi olup American College of Radiology (ACR) tarafından “yaygın tanısal tıbbi X-ışını prosedürleri için alışılmadık derecede yüksek radyasyon dozu veya maruz kalma seviyelerini belirleyecek bir araştırma seviyesi” olarak tanımlanmıştır [21-23]. DRL, düzenleyici bir koşul değil, öneri niteliğinde bir tedbir olup, mesleki olarak radyasyona maruz kalan kişiler (radyasyon çalışanları) ve halk için belirlenen doz sınırlarıyla ilişkili değildir [11]. DRL belirli görüntüleme ekipmanı kullanılarak çeşitli yaygın uygulanan çekimler için yüksek hasta dozlarını belirlemek amacıyla tasarlanmıştır. Ülkelerin yetkili kurul veya kurumları tarafından ülke veya bölgeye özel DRL seviyeleri tanımlanabilir.

Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı'nın (IAEA) web sitesinde de açıkça belirtildiği gibi, optimizasyon amacıyla DR'da istenilen her çekim tipi için tipik doz seviyeleri, belirli bir grubun (tanımlı boyutlardaki yetişkin ve çocuk) temsili hasta örneklerinde gözlemlenen medyan dozlar olarak ölçülerek ilgili DRL'ler ile karşılaştırılabilir [24]. Bu karşılaştırma sonucunda merkezin tipik dozunun DRL'yi aştığı veya DRL'nin önemli ölçüde altında olduğu ve ilgili radyasyon maruziyetin tanısal yararlılığa sahip görüntüler üretmediği ya da hastaya beklenen tıbbi faydayı sağlamadığı durumlarda, kullanılan bu protokoller gözden geçirilerek düzeltilebilir. Hastaların vücut boyutlarına göre yapılacak bireysel optimizasyon sürecinde de DRL bir başlangıç noktası olarak kullanılabileceği gibi uygulanan dozun karşılaştırılması için bir referans değer olarak da kullanılabilir [24]. Otomatik doz izleme araçları bu optimizasyon sürecinde yardımcı olabilir. Radyografide hastanın aldığı ışınlamalarda cilt giriş dozu (*entrance skin dose*) ve X-ışını tüpünden çıkan ışınlamayı gösteren doz alan çarpımı (*dose area product*) parametreleri belirteç olarak kullanılmaktadır. Belirteçler ile ilgili daha ayrıntılı açıklama bu sayının diagnostik referans düzeyleri bölümünde anlatılmıştır. Pediatrik ışınlamalarda dikkat edilecek konular ise Pediatrik ve gebe hastalarda radyasyondan korunma bölümünde irdelenmiştir.

DEDEKTİF KUANTUM VERİMLİLİĞİ İLE OPTİMİZASYON

Dijital radyografideki görüntüleme kapasitesinin belirteci olan dedektif kuantum verimliliği (*detective quantum efficiency*, DQE), görüntü kalibrasyonu için temel esaslardan biridir ve yüksek DQE'ye sahip dedektörler ile daha az dozla görüntü elde edilebilir [7]. DQE dedektörün bir özelliğidir ve buradaki verimlilik ifadesi, dedektörün X-ışını fotonlarını yakalama ve bunları elektrik yüklerine dönüştürme yeteneğini ifade eder. DQE ölçümü, sinyal ve gürültünün giriş ve çıkış oranına, radyasyon dozu, algısal frekans ve modülasyon transfer fonksiyonu verilen voltaj ve akım gibi faktörlere bağlıdır. İdeal bir dedektörde DQE 1 olmalıdır ki bu durumda görüntüye katkı vermeyen radyasyon en az olurken tüm X-ışın fotonları dedektör tarafından emilerek yüksek çözünürlüklü bir görüntü elde edilir. [7, 12]. DQE dedektörün bir özelliği olarak, tekniker tarafından değişiklik yapılabilecek bir parametre değildir. Ancak daha etkin dedektörlerin seçimi ve kullanımı, ışınlama parametrelerinin uygun ve doğru seçilmesi durumunda, radyografide hastanın maruz kalacağı radyasyonu belirgin olarak azaltabilir.

Sonuç olarak, DR'de doz optimizasyonun amacı ALARA felsefesine sadık kalarak en aza indirilebilen radyasyon dozu ile tanısal olarak kabul edilebilir kalitede görüntü eldesidir. Doz optimizasyonu; pozlama tekniği faktörlerinin (kV/mAs), EI, DI ve doz azaltımında çok frekanslı işleme ve gürültü

azaltma algoritmaları ile DRL'lerin birer araç olarak kullanımı gibi bir dizi önemli stratejiyi içerir. Görüntüleme cihaz kullanıcıları tarafından bu stratejik basamakların birbirleriyle olan ilişkilerinin derinlikli olarak anlaşılması ve etkin olarak uygulanması; bu uygulama sonuçlarının eski sonuçlar ile karşılaştırarak optimizasyonun etkinliğinin kontrol, takip ve denetlemesini sağlayacak optimizasyon kurullarının kurulması ve tüm paydaşların karşılıklı uyum ve iletişim halinde çalışması, en ideal sonuçların elde edilmesi için gereklidir.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazarlar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

1. International Atomic Energy Agency (IAEA) (2018). Radiation protection and safety in medical uses of ionizing radiation. *International Atomic Energy Agency*. [CrossRef]
2. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). (2009). NCRP Report No. 160. Ionizing radiation exposure of the population of the United States. *National Council on Radiation Protection and Measurements*. [CrossRef]
3. Dudhe SS, Mishra G, Parihar P, Nimodia D, Kumari A. Radiation dose optimization in radiology: a comprehensive review of safeguarding patients and preserving image fidelity. *Cureus*. 2024; 16: e60846. [CrossRef]
4. Krupinski EA. Optimisation in daily practice - it's more than just radiation dose. *J Med Radiat Sci*. 2020; 67: 2-4. [CrossRef]
5. Karal O, Tokgoz N. Dose optimization and image quality measurement in digital abdominal radiography. *Radiation Physics and Chemistry*. 2023; 205: 110724. [CrossRef]
6. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP*. 2007; 37: 1-332. [CrossRef]
7. Barai J, Tivaskar S, Sable A, Luharia A. Dose optimization and image quality in digital radiography: a review article. *J Pharm Negative Results*. 2022; 13: 1076-80. [CrossRef]
8. Wolbarst AB, Capasso P, Wyant AR. Medical imaging: essentials for physicians. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell; 2013. [CrossRef]
9. Dauer LT, Brooks AL, Hoel DG, Morgan WF, Stram D, Tran P. Review and evaluation of updated research on the health effects associated with low-dose ionising radiation. *Radiat Prot Dosimetry*. 2010; 140: 103-36. [CrossRef]
10. Bushong, S. (2017). Radiologic science for technologists: physics, biology and protection (11th ed.). In: Mosby-Elsevier, St. Louis, MO. [CrossRef]
11. E. Seeram. Dose optimization in digital radiography. 2019.: 213-27. [CrossRef]
12. Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KJ, Reiser MF, Treitl M. Advances in digital radiography: physical principles and system overview. *Radiographics*. 2007; 27: 675-86. [CrossRef]
13. Cohen MD, Cooper ML, Piersall K, Apgar BK. Quality assurance: using the exposure index and the deviation index to monitor radiation exposure for portable chest radiographs in neonates. *Pediatr Radiol*. 2011; 41: 592-601. [CrossRef]
14. Marshall NW. Optimisation of dose per image in digital imaging. *Radiat Prot Dosimetry*. 2001; 94: 83-7. [CrossRef]
15. International Electrotechnical Commission. IEC 62494-1 ed.1 Medical electrical equipment exposure index of digital x-ray imaging systems part 1: definitions and requirements for general radiography. Geneva, Switzerland; 2008. [CrossRef]
16. Creeden A, Curtis M. Optimising default radiographic exposure factors using deviation index. *Radiography (Lond)*. 2020; 26: 308-13. [CrossRef]
17. Park H, Yoon Y, Kim J, Kim J, Jeong H, Tanaka N, et al. Use of clinical exposure index and deviation index based on national diagnostic reference level as dose-optimization tools for general radiography in Korea. *Radiat Prot Dosimetry*. 2020: ncaa185. [CrossRef]
18. Precht H, Gerke O, Rosendahl K, Tingberg A, Waaler D. Digital radiography: optimization of image quality and dose using multi-frequency software. *Pediatr Radiol*. 2012; 42: 1112-8. [CrossRef]
19. Lee W, Lee S, Chong S, Lee K, Lee J, Choi JC, et al. Radiation dose reduction and improvement of image quality in digital chest radiography by new spatial noise reduction algorithm. *PLoS One*. 2020; 15: e0228609. [CrossRef]
20. Feghali JA, Chambers G, Delépierre J, Chapeliere S, Mannes I, Adamsbaum C. New image quality and dose reduction technique for pediatric digital radiography. *Diagn Interv Imaging*. 2021; 102: 463-70. [CrossRef]
21. American Association of Physicists in Medicine. Acceptance testing and quality control of photostimulable storage phosphor imaging systems; 2006. [CrossRef]
22. Tsapaki V. Radiation dose optimization in diagnostic and interventional radiology: Current issues and future perspectives. *Phys Med*. 2020; 79:16-21. [CrossRef]
23. American College of Radiology. ACR-AAPM-SPR. Practice parameter for diagnostic reference levels and achievable doses in medical x-ray imaging; 2023. [CrossRef]
24. International Atomic Energy Agency (IAEA). Diagnostic reference levels in medical imaging. [CrossRef]

1. Optimizasyonda dikkate alınmayan aşağıdakilerden hangisidir?

- a. Görüntüleme ekipmanları ve yeterliliği
- b. Görüntüleme teknik parametreleri
- c. Mesleki maruziyeti olanlar için doz sınırları
- d. Tanısal referans seviyeleri
- e. Dedektif kuantum etkinliği

2. Dijital radyografide, bir görüntüde doğru pozlama tekniği faktörlerinin kullanıldığını gösteren parametre aşağıdakilerden hangisidir?

- a. Pozlama indeksi (*exposure index*, EI)
- b. Sapma indeksi (*deviation index*, DI)
- c. Görüntü keskinliği
- d. Görüntü yapıları arasında doğru kontrast
- e. Modülasyon transfer

3. Dijital radyografide hasta tarafından alınan radyasyon dozu aşağıdakilerden hangisi ile doğru orantılıdır?

- a. kV^3
- b. mAs^2
- c. $mAs \times kV$
- d. mAs
- e. kV

4. Hangisi radyoloji teknikeri tarafından doğrudan kontrol edilebilen hasta dozunu etkileyen faktörlerden biri değildir?

- a. mAs
- b. kV
- c. Kolimasyon
- d. Kaynak-obje mesafesi
- e. X-ışını jeneratör türü

5. Hangisi dijital radyografide kullanılan optimizasyon stratejilerinden biri değildir?

- a. Pozlama teknik faktörlerinin optimizasyonu
- b. EI (*exposure index*) ve DI (*deviation index*) optimizasyonu
- c. Görüntü işleme optimizasyonu
- d. Gürültü azaltma teknikleri
- e. Hastanın radyasyondan korunmak için kullandığı kalkanlar

Bilgisayarlı Tomografide Optimizasyon

Optimization in Computed Tomography

✉ Hakan Baş¹, ✉ Fazıl Mustafa Gelal²

¹Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

²İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

ÖZ

Bilgisayarlı tomografi (BT) günümüz tıbbi görüntülemesinde yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir; ancak yüksek radyasyon dozları ile ilişkilidir. Bu çalışma, BT'de radyasyon dozunun optimizasyonuna yönelik güncel teknikleri inceleyerek hem hastaları hem de çalışanları radyasyondan koruma stratejilerini ele almaktadır.

Anahtar Kelimeler: Radyasyon dozu, BT optimizasyonu, ALARA prensibi, iteratif rekonstrüksiyon, derin öğrenme algoritmaları

ABSTRACT

Computed tomography (CT) is a widely used method in today's medical imaging but is associated with high radiation doses. This study examines current techniques for optimizing radiation dose in CT and addresses strategies to protect both patients and staff from radiation.

Keywords: Radiation dose, CT optimization, ALARA principle, iterative reconstruction, deep learning algorithms

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Bilgisayarlı tomografi (BT) optimizasyonu ile tanısal kalitede görüntülerin, mümkün olan en düşük radyasyon dozu ile nasıl elde edilebileceğini öğrenmek
- İteratif rekonstrüksiyon ve derin öğrenme algoritmaları gibi teknolojik yeniliklerin, düşük dozda görüntü kalitesini korumadaki rolünü anlamak
- Makul olarak elde edilebilecek en düşük düzey (*as low as reasonably achievable*) prensibinin, hasta güvenliğini artırma ve gereksiz radyasyon maruziyetini önlemedeki önemini kavramak
- Foton sayıcı dedektörler ve adaptif filtreleme sistemlerinin, görüntüleme süreçlerinde doz azaltımına nasıl katkı sağladığını öğrenmek
- Bilgisayarlı tomografi protokollerinde doz yönetimi ve optimizasyonu için uluslararası tanısal referans düzeylerinin nasıl kullanılacağını anlamak

GİRİŞ

Bilgisayarlı tomografi (BT) yıllar içinde kullanım sıklığı artarak, önemli ve faydalı bir araç olarak ortaya çıkmıştır. Bununla birlikte, BT'nin sağladığı yüksek uzaysal çözünürlüklü görüntülerin karşılığında hastalar yüksek radyasyon dozuna maruz kalabilmektedir [1-3]. Tek kesitli BT'den çok kesitli BT'ye geçiş, ardından geliştirilen yeni BT jenerasyonları ve Z yönünde daha uzun taramalar görüntü kalitesini artırırken hasta dozunu önemsemeyen çekim tekniklerinin uygulanması

maruz kalınan radyasyon dozunun artmasına yol açmıştır. Artmış radyasyon ise stokastik etkiler ve artmış kanser riskine yol açmaktadır. Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı ve diğer yetkili organizasyonlar, tıbbi ışınlamalarda hastalara uygulanan radyasyonun tanı veya tedavi hedeflerine ulaşmak için gereken minimum seviyede tutulmasını önermiştir [4]. Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği ve Avrupa Birliği yasal düzenleme kurumları, hastaların artan medikal ışınlamalar sonucu ortaya çıkan radyasyon risklerini azaltmak için optimizasyon,



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Hakan Baş, Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

E-posta: hakanbas7@gmail.com **ORCID ID:** orcid.org/0000-0001-8641-843X

Geliş Tarihi/Received: 23.11.2024 **Kabul Tarihi/Accepted:** 19.02.2025 **Epub:** 26.03.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Baş H, Gelal FM. Optimization in computed tomography. *Trd Sem.* 2025;13(1):70-78



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.

Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

gerekçelendirme ve tanısal referans seviyeleri (*diagnostic reference levels*, DRL) gibi araçların kullanılmasının önemini belirtmiştir [5].

Optimizasyon, bir şeyi mümkün olduğunca etkili, mükemmel veya işlevsel hale getirme sürecini ifade eder. Çeşitli alanlarda, tipik olarak belirli kısıtlamalar altında, bir dizi olası seçenek arasından en iyi çözümü veya sonucu bulmayı içerir. Matematik ve bilgisayar biliminde, optimizasyon genellikle tanımlanmış bir kümeden girdi değerlerini sistematik olarak seçerek bir işlevi maksimize etmeyi veya en aza indirmeyi hedefler. **BT optimizasyonu, öncelikle makul olarak elde edilebilecek en düşük düzey (*as low as reasonably achievable*, ALARA) ilkesine bağlı kalarak mümkün olan en düşük radyasyon dozunda tanısal kalitede görüntüler elde etmeyi amaçlar.** Bu amaç, kümülatif dozun daha önemli olduğu hassas bir grup olan pediatrik hastalarda ve ardışık ışınlamaların sıkça yapıldığı onkolojik görüntüleme alanında daha da önemlidir. Görüntüleme teknolojileri üreten şirketler, tanı kalitesinden ödün vermeden doz konusundaki zorluklara yanıt vermek için pek çok geliştirme ve inovasyon arasında otomatik ekspozür kontrolü (OEK) gibi doz azaltıcı özellikleri cihazlarına entegre etmeye başladı. Son yıllarda teknolojiye yaşanan ilerlemeler, foton sayan dedektörler gibi donanımsal gelişmeleri, çok sayıda klinik durumda uygulanan iteratif ve yapay zeka ile geliştirilmiş rekonstrüksiyonlar gibi ileri düzey yazılım tabanlı yöntemlerle birleştirilerek dozları azaltmıştır [6, 7]. Ancak bu teknolojik gelişmelerin verimli bir şekilde kullanılabilmesi için radyolog ve radyasyon teknikerleri bu konuda bilgili ve eğitilmiş olmalı, uygulamada özenli davranmalıdır.

Bilgisayarlı Tomografi Doz Optimizasyonunda Sorumluluklar, Stratejiler ve Karşılaşılan Zorluklar

Bilgisayarlı tomografide doz optimizasyonu, teşhis doğruluğunu korurken hasta güvenliğini sağlamak amacıyla ileri teknolojilerin ve stratejik yaklaşımların entegre edildiği kapsamlı bir süreçtir. Bu süreç, ALARA ilkesine uygun şekilde, her tetkiki optimize etmek için uygun hasta merkezleme, kontrast maddenin doğru kullanımı ve doğru teknik parametrelerin seçimini içerir. Doz optimizasyonu, radyasyona maruz kalmanın artan kanser riski ile ilişkilendirilmesi nedeniyle önem taşır ve hastaların BT taramaları sırasında maruz kaldıkları gereksiz radyasyon dozlarını azaltmayı hedefler. Genellikle multidisipliner bir ekip tarafından yürütülen bu süreçte, radyologlar, BT teknikerleri, tıp fizikçileri ve BT üreticileri; protokol yönetimi, kalite güvencesi ve personelin en iyi uygulamalar konusunda eğitilmesi gibi görevleri birlikte üstlenir [8, 9]. Bununla birlikte, bazı zorluklar bu çabaları engelleyebilir. Radyologların artmış doza rağmen yüksek çözünürlükteki görüntüleri yeğlemesi ve doz azaltmaya direnç göstermesi, doz optimizasyonu sürecinin önündeki önemli bir engeldir. Kurumların karmaşık organizasyon yapıları ve sınırlı kaynaklar, farklı kurumlardaki

BT ekipmanı ve protokollerindeki farklılıklar standardizasyon ve optimizasyon çabalarını zorlaştırmaktadır [8]. Doz yönetimi yazılımları; doz kayıtlarının oluşturulmasına ve gerçek zamanlı izlenmesine, referans değerler ile karşılaştırılabilmesine, böylece çekim protokollerinin iyileştirilmesine olanak sağlayarak optimizasyon sürecini kolaylaştırabilir. Ancak bu yazılımların mevcut sistemlere entegrasyonu; maliyet, teknik sorunlar ve koordinasyon gerektirmesi nedeniyle zordur [8]. Genel olarak, doz optimizasyonu radyasyon risklerini en aza indirmek ve hasta güvenliğini artırmak için gereklidir; ancak, koordineli çabaları ve önemli organizasyonel ve teknik zorlukların üstesinden gelmeyi gerektirir.

Bilgisayarlı Tomografi Tanısal Referans Düzeyleri

Tanısal referans seviyeleri, doz yönetimine rehberlik eden ve sağlık kurumlarının hasta dozlarını önerilen güvenlik sınırlarında tutmasına yardımcı olan standartlaştırılmış ölçütlerdir. Gerekçelendirilmiş tıbbi görüntüleme işlemlerinde doz sınırının olmaması ancak ortak standartların takip edilmesi gerekliliği bu kavramın oluşmasında temel fikri oluşturmaktadır. Üreticiler yayınlanmış ulusal veya uluslararası DRL değerleri ile uyumlu olmayı sağlayacak doz izleme çözümleri sunmaktadır. Örneğin, Siemens'in CARE Analytics'i ve GE'nin DoseWatch'u gerçek zamanlı izlemeye olanak tanıyarak kalite güvencesi ve optimizasyon için veriler sunar [10]. Klinik olarak, DRL'ler incelemelerde aşırı dozu önleyebilir ve onkoloji gibi sık görüntülemenin yapıldığı durumlarda kümülatif yüksek doz maruziyetini azaltabilir.

Bilgisayarlı Tomografi Doz Değerlerini Tanısal Referans Düzeyleri ile Karşılaştırma Süreci

Bilgisayarlı tomografi taramalarında radyasyon dozlarının optimize edilmesi, hasta güvenliğini sağlamak ve gereksiz radyasyona maruz kalmayı en aza indirmek için kritik öneme sahiptir. Bu süreçte, BT doz indeksi-volüm (*computed tomography dose index volume*, CTDI_{vol}) ve doz uzunluk çarpımı (*dose length product*, DLP) gibi temel ölçümlerden yararlanılır. Bu değerler, genellikle inceleme sonunda BT cihazının oluşturduğu görüntülere ek olarak oluşturulmuş Radyasyon Dozu Yapılandırılmış Raporu ve Tıbbi Görüntüleme ve İletişim etiketlerinde kayıtlıdır [11].

Tanısal referans seviyeleri, belirli bir tetkik türü ve tetkik endikasyonu için kabul edilebilir radyasyon dozunun ortanca (medyan) değerini temsil eder. Kurumlar, BT taramalarından elde ettikleri CTDI_{vol} ve DLP değerlerini ya manuel yöntemlerle ya da geliştirilen özel yazılımlar kullanarak toplayabilir [11]. Toplanan verilerin analizi sırasında medyan değer kullanılır; çünkü medyan, verilerin merkezi eğilimini gösterir ve aykırı değerlerin etkisini en aza indirir [12]. Bir kurumun medyan değerleri ulusal veya uluslararası DRL'lerle karşılaştırıldığında, dozların kabul edilebilir sınırlar içinde olup olmadığı

değerlendirilebilir. Eğer medyan değerler DRL'yi aşıyorsa, bu durum doz optimizasyonu gerekliliğine işaret eder. Otomatik ekspozür kontrolü ve iteratif rekonstrüksiyon (IR) teknikleri gibi yöntemler, dozları %25-60 oranında azaltırken görüntü kalitesini koruyabilir [13]. Ancak, medyan değerler DRL'nin belirgin şekilde altında, yani doz aşırı düşük ise görüntü kalitesinin bozulması nedeniyle tanısal doğruluk olumsuz etkilenmiş olabilir [14].

Bu süreç yalnızca bir kez yapılan bir değerlendirme olarak değil, düzenli gözden geçirme ve güncelleme gerektiren dinamik bir çaba olarak ele alınmalıdır. Tanısal etkinliği sağlarken ALARA ilkesine uyum, doz optimizasyonunun temel amacıdır. Ayrıca, sürekli iyileştirme için ekip eğitimi ve teknolojik yeniliklerin takibi önemli bir rol oynar [14].

Doz Optimizasyonu için Stratejiler

Bilgisayarlı tomografi ile görüntüleme; veri toplama, görüntü rekonstrüksiyonu ve görüntülerin gösterimi gibi aşamalardan oluşur. Bu süreçlerde radyasyon dozunun optimize edilmesi, çeşitli teknik parametrelerin dikkatli bir şekilde seçilmesiyle mümkündür. Bu parametreler, radyasyon dozu ile ilişkileri ve klinik kullanım önerileri Tablo 1'de açıklanmıştır [15].

Radyasyon dozunun yönetimi için radyolog ve teknikerler, çeşitli tarama parametrelerinin radyasyon dozu üzerindeki etkilerinin farkında olmalıdır. Bu faktörler arasında miliamper (tüp akımı, mA) cinsinden ifade edilen X-ışını tüp akımı, mA-saniye (tüp akımı-zaman çarpımı, mAs) cinsinden ifade edilen tüp akım-zaman çarpımı, X-ışını tüpü kilovolt pik (kVp), X-ışını tüpü rotasyon süresi (ekspozür süresi), helikal pitch, rekonstrüksiyon kesit kalınlığı, görüntü gürültüsü, OEK ve gürültü azaltıcı görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları yer almaktadır. Tarama öncesinde uygulanabilen yöntemler arasında tüp akım modülasyonu, düşük kV teknikleri, uygun pitch seçimi, kolimasyonun doğru ayarlanması (kesit kalınlığı) ve filtrelerin kullanımı öne çıkar. Tarama sonrasında ise görüntülerin kalitesi, IR ve derin öğrenme algoritmaları ile artırılabilir. Ancak bu algoritmaların radyasyon dozunu doğrudan azaltma etkisi yoktur. IR ve derin öğrenme algoritmaları daha az gürültü ile daha yüksek sinyal gürültü oranı sağladıklarından doz azaltmaya olanak tanırırlar. Hasta dozunun doğrudan azaltılması, tarama sırasında seçilen teknik parametrelere bağlıdır. Doz optimizasyonu, bu farklı tekniklerin bir bütün olarak ele alınmasını ve uygun bir şekilde entegre edilmesini gerektirir.

Tüp Voltajı-Kilovolt Pik Optimizasyonu

Kilovolt pik, BT görüntüleme sırasında X-ışını tüpüne uygulanan maksimum voltajdır ve üretilen X-ışını fotonlarının sayısı, enerjisi ve deliciliğini etkiler (Resim 1). Daha yüksek kVp değerleri (örn. 120-140 kVp) daha yoğun vücut bölgeleri veya yüksek hacimli

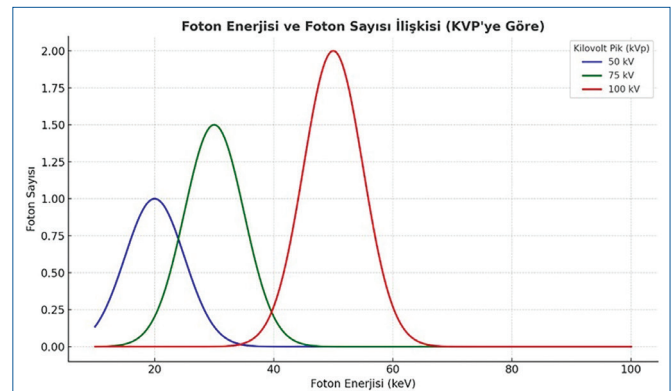
hastalar için uygun daha delici X-ışınları üretirken, daha düşük kVp (örn. 80-100 kVp) fotoelektrik etki ile görüntü kontrastını artırır.

Kilovolt pik'i azaltmak (dozu azaltır), fotonların sayısı ve deliciliği azaldığı için, dedektör üzerindeki gürültüyü artırır. Artmış gürültüye bağlı sinyal gürültü oranındaki kaybı karşılamak amacıyla mAs artırılır (dozu artırır). **Küçük ve orta boyutlu hastalarda düşük kVp ve bunu karşılayacak ölçüde görece yüksek mAs ile çalışmak toplam hasta dozunda azalmayı sağlar. Büyük hacimli hastalarda ise artmış mAs, düşük kVp'nin neden olduğu gürültü artışını karşılayamaz. Dolayısıyla bu hasta grubunda yüksek kVp ve görece düşük mAs tekniği daha yararlıdır.**

Radyasyon duyarlılığı konusunda daha fazla endişe duyulan pediatrik hastaların görüntülemesinde, genellikle nörogörüntüleme ve kardiyovasküler tetkiklerde, daha düşük hasta dozlarında görüntüde kontrastı artırmak için daha düşük kVp değerleri kullanılabilir. Bazı üreticilerin sistemleri, kVp'yi hastanın hacmine göre otomatik olarak ayarlayarak gerçek zamanlı olarak optimize edilmiş doz kontrolü sağlar; bu, özellikle çeşitli yoğunluklarda dokuların tarandığı abdominal BT gibi dinamik görüntülemelerde faydalıdır [7, 16]. Düşük kVp kullanımı, artmış fotoelektrik etki sayesinde iyotlu kontrast maddelerle vasküler ve parankimal kontrastı daha yüksek düzeye çıkarır; böylece nörovasküler veya kardiyak görüntülemede küçük damarların görüntülenmesini iyileştirir, aynı zamanda daha düşük hacimde kontrast madde kullanılmasına olanak verir [17].

Tüp Akımı-Ekspozür Süresi Optimizasyonu

Bilgisayarlı tomografi görüntüleme sırasında mAs, radyasyon dozunun ve görüntü kalitesinin belirlenmesinde kritik bir rol oynar. Bu parametre, mA ve ekspozür süresi (saniye, sn)



Resim 1. Tüp-voltaj değişikliğinin foton enerjisi ve sayısına olan etkisi. X-ışını tüpüne uygulanan maksimum voltaj arttıkça, üretilen X-ışını fotonlarının sayısı ve enerjisinin arttığına dikkat ediniz.

KVP: Kilovolt pik.

Tablo 1. Bilgisayarlı tomografi doz optimizasyonunda parametreler, doz azaltma etkileri ve uygulama önerileri

Parametre	Doz azaltma etkisi	Uygulama tavsiyesi
CTDI _{vol} ve DLP Değerleri	CTDI _{vol} ve DLP değerlerini optimize ederek aşırı doz riskini azaltır.	Doz raporundaki CTD _{vol} ve DLP değerlerini takip edin. CTDI _{vol} 'un referans seviyelerini aşmamasını sağlayın.
Tüp akımı (mA)	mA'nın azaltılması dozu doğru orantılı olarak azaltır.	Hasta boyutuna ve klinik gereksinimlere göre düşük mA ayarlarını tercih edin. Zayıf ve pediatrik hastalarda mA'yı düşürün.
Tüp akım-zaman çarpımı (mAs)	Doz, mAs ile doğru orantılı olarak değişir. mAs yarıya düşürülürse, doz yarıya düşer. mA azaltılırsa ve/veya ekspozür süresi kısaltılırsa (tüp rotasyon hızı artırılırsa) mAs azalır.	mAs'ın azaltılması, değişimin karekökü kadar gürültüyü artırır. Yeterli kontrast/gürültü oranı sağlayacak şekilde mAs değerlerini optimize edin.
Pik kilovoltaj (kVp)	Doz, kVp değişiminin karesinden fazla bir oranda değişir. kVp'yi %15 düşürmek dozu %40'a varan oranda azaltılabilir.	Küçük ve orta boyutlu hastalarda kVp'yi düşürün. Büyük hacimli hastalarda yeterli penetrasyon için daha yüksek kVp kullanın.
Helikal pitch	Doz, pitch ile ters orantılı değişir. Pitch'in artırılması tarama süresini kısaltır ve dozu azaltır.	Pitch'i artırarak tarama süresini kısaltın, ancak görüntü gürültüsü artışını AEC ile telafi edin.
Kesit kalınlığı	Direkt olarak hasta dozunu etkilemez. Ancak aynı gürültü düzeyi ve sinyal gürültü oranı için kesit kalınlığı yarıya indirildiğinde dozu 2 kat artırmak gerekir. Daha kalın kesitler kullanılarak gürültü azaltılabilir ve doz düşürülebilir.	Klinik gereksinimlere göre uygun kesit kalınlığını seçin. Gereksiz ince kesitlerden kaçının.
Otomatik ekspozür kontrolü (AEC) ve otomatik tüp akım modülasyonu	Önceden belirlenmiş kabul edilebilir görüntü kalitesine ulaşmaya yetecek minimal doz verecek şekilde tüp akımını değiştirir. Doğru kullanıldığında dozda %20-44 oranında azalma sağlayabilir.	Hasta boyutuna göre hedef gürültü düzeyini belirleyin ve otomatik tüp akım modülasyonu ayarlarını buna göre değiştirin.
Görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları	Daha düşük tüp akımıyla benzer görüntü kalitesi sunarak %65'e kadar doz azaltımı sağlar.	ASIR veya MBIR gibi iteratif algoritmaları kullanarak düşük dozda yüksek kaliteli görüntü elde edin.
Tarama alanını sınırlama	Gereksiz tarama uzunluğunu engelleyerek toplam radyasyon dozunu azaltır.	Tarama uzunluğunu yalnızca gerekli bölgeyle sınırlayın. Gereksiz fazlardan kaçın.
Özel hasta grupları	Küçük hastalarda aşırı doz riskini önler, büyük hastalarda ise uygun parametrelerle görüntü kalitesi korunur.	Çocuklar için minimum doz ayarlarını kullanın. Büyük hastalarda ise kVp ve mAs'ı uygun şekilde ayarlayın.

ASIR: adaptif istatistiksel yinelemeli rekonstrüksiyon; MBIR: model tabanlı yinelemeli rekonstrüksiyon; DLP: dose length product; CTDI: computed tomography dose index volume; BT: bilgisayarlı tomografi.

bileşenlerinden oluşur. Ekspozür süresi, mA'dan bağımsız olarak seçilebilen bir parametre olup, yalnızca ışınlama miktarını değil, aynı zamanda hasta hareketine duyarlılığı da etkiler [18]. Daha kısa ekspozür süreleri, özellikle göğüs ve karın gibi hareket artefaktlarına eğilimli bölgelerde görüntü netliğini artırabilir. Ekspozür süresi, X-ışını tüpünün bir rotasyonu ne kadar sürede tamamladığı ile belirlenir. Tüp rotasyon hızı artarsa ekspozür süresi kısalır. Örneğin, rotasyon süresi 1,0 sn ve mA 400 ise mAs 400; rotasyon süresi 0,5 sn ve mA 400 ise mAs 200 olur.

Tüp akımı-zaman çarpımı'nın azalması hasta dozunu doğru orantılı olarak azaltır; ancak gürültü, $\sqrt{\text{mAs}}$ ile ters orantılıdır. mAs yarıya indirilirse gürültü %41 artar. Gürültü artışını karşılamak için kVp'nin artırılması gerekir. mAs belirlenirken mA (foton sayısı) ve ekspozür süresi (sn) ayrı ayrı ele alınmalıdır. Örneğin, pediatrik olgular veya hareketli hastalarda, harekete bağlı artefaktları azaltmak için daha düşük ekspozür süresi

kullanılması ve bu süre kısalmasının mA artışıyla dengelenmesi uygun bir yaklaşımdır.

Otomatik Ekspozür Kontrolü ve Otomatik Tüp Akımı Modülasyonu

Modern BT cihazlarında radyasyon dozunu önemli oranda azaltabilen OEK ve otomatik tüp akım modülasyonu (OTAM) uygulamaları kullanılır. Çekim öncesinde hastanın boyutu ve dansitesine göre kabul edilebilir bir görüntü kalitesi (sinyal gürültü oranı) belirlenir. Bu uygulamalar, çekim sırasında tüp akımını, önceden belirlenmiş görüntü kalitesine ulaştıracak, ancak onu aşmayacak şekilde dinamik olarak değiştirir. Tüp akımı modülasyonu, taranan projeksiyon radyogramı (topogram) kullanılarak, hastanın kalınlığı ve dansitesine göre planlanır. Modülasyon, hastanın uzun eksen (z eksen) ve aksiyal ekseninde yapılabilir. Z eksen modülasyonunda mA, hasta gantri içinde hareket ederken kalın bölgelerde artırılır ve ince bölgelerde azaltılır. Aksiyal ekseninde yapılan angular

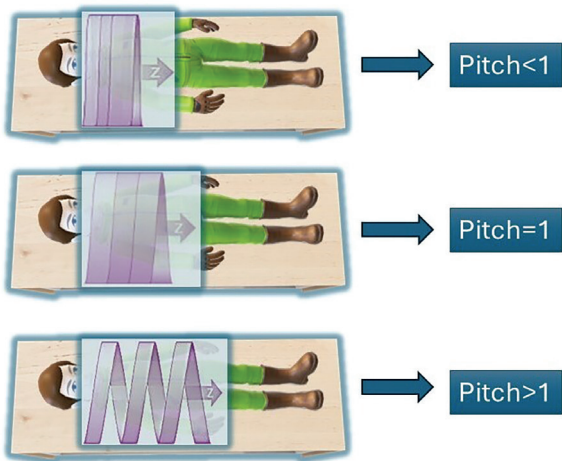
modülasyonda ise mA, tüp hasta etrafında dönerken gantrinin farklı açılarında karşılaşılan kalın bölgelerde artırılır ve ince bölgelerde azaltılır. Otomatik ekspozur kontrolü; belirlenen görüntü kalitesine, en az radyasyon dozu ile ulaşmak amacıyla ışınlamayı düzenler [18]. Hastanın gantri içinde doğru konumlandırılması bu uygulamaların etkinliğini artırır. Yanlış merkezleme, radyasyon dozunun artmasına ve optimizasyonun etkisinin azalmasına neden olabilir.

Otomatik tüp akım modülasyonu, değişken hasta vücut boyutlarında doz verimliliği sağlar. Bu özellik pediatrik görüntülemelerde önem kazanır. OTAM, rutin göğüs veya abdominal BT'lerde maruz kalınan dozu yetişkinlerde %40'a kadar azaltır; pediatrik ve acil görüntülemelerde güvenliği artırır [5].

Pitch

Pitch, helikal BT'de gantri dönüşü başına masa hareketinin X-ışını demeti genişliğine oranı olarak tanımlanır. Pitch arttığında masa gantri içinde daha hızlı hareket eder; dolayısıyla inceleme süresi kısalmış ve maruz kalınan radyasyon azalır. Diğer faktörler aynı kaldığında pitch, radyasyon dozu ile ters orantılıdır; pitch 2 katına çıkarılırsa doz yarıya düşer. Yüksek pitch değerlerinde (örn. 1,5); kesit örtüşmesi, radyasyon dozu ve çözünürlük azalır. Düşük pitch değerlerinde ise kesit örtüşmesi, doz ve çözünürlük artar. Farklı pitch değerlerinde kesit aralıklarının değişimi Resim 2'de gösterilmiştir.

Klinik olarak, hızlı ve verimli taramanın gerekli olduğu acil travma hastalarında yüksek pitch (>1) kullanılırken, uzaysal çözünürlük ve tanısal hassasiyetin önemli olduğu koroner arterler gibi ince çaplı damarların değerlendirilmesinde



Resim 2. Farklı pitch değerlerinde kesitler. Pitch değeri 1'in altında olduğunda kesitlerin örtüştüğüne, 1'in üzerinde olduğunda ise kesit aralıklarının arttığına dikkat ediniz. Kesitlerin örtüşmesi daha fazla radyasyon maruziyetine yol açar.

düşük pitch değerleri (<1) kullanılır. Koroner BT anjiyografi incelemelerinde yeni geliştirilen bir teknik adaptif pitch uygulamasıdır. Bu uygulamada hastanın nabız sayısı ve kalp ritm değişiklikleri göz önüne alınarak pitch otomatik olarak değiştirilir. Böylece yüksek nabız sayısı olan olgularda daha yüksek pitch değerleri kullanılarak hasta dozu azaltılır [19].

Kolimasyon (kesit kalınlığı), Modülasyon Transfer Fonksiyonu ve Dedektör Kuantum Verimliliği

Kolimasyon, X-ışını demetinin Z yönündeki genişliğini ve şeklini kontrol ederek kesit kalınlığını, uzaysal çözünürlüğü ve dolayısıyla görüntü kalitesini etkileyen temel bir parametredir. Bu süreçte genellikle iki kolimatör kullanılır: Biri X-ışını kaynağına yakın konumlanarak ışın demetinin genişliğini kontrol eder ve çevresel saçılmayı azaltır, diğeri ise dedektöre yakın konumlanarak ona ulaşan ışınları optimize eder. Bu düzenleme, yalnızca hedeflenen dokuların radyasyona maruz kalmasını sağlayarak saçılma kaynaklı artefaktları etkili bir şekilde azaltır ve görüntü kalitesini artırır [20, 21].

Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), bir görüntüleme sisteminin uzaysal çözünürlük kapasitesini ölçen önemli bir parametredir. MTF, bir nesnedeki ince detayların kontrastını koruyarak görüntüye ne kadar iyi aktarılabildiğini ifade eder; bu değer özellikle küçük damarlar gibi yapıların net şekilde görüntülenmesi açısından kritiktir [22, 23]. Diğer taraftan, dedektör kuantum verimliliği (*dedector quantum efficiency*, DQE), dedektörün X-ışını fotonlarını elektrik sinyallerine dönüştürme etkinliğini ölçer. Yüksek DQE değerleri, düşük radyasyon dozlarında bile yüksek kaliteli görüntü elde edilmesini sağlarken, düşük DQE değerleri aynı görüntü kalitesini elde edebilmek için daha yüksek dozlar gerektirir [24].

Dar kolimasyon, ışın demetini sıkı bir şekilde odaklayarak kesit kalınlığını daraltır. Bu, MTF'yi artırarak detaylı yapıları daha net hale getirir ve ince anatomik yapıların, örneğin küçük damarların veya nodüllerin daha iyi görselleştirilmesini sağlar [22]. Ancak, dar kolimasyon toplamda daha fazla X-ışını fotonunun kullanılmasını gerektirir ve bu da hastalar için daha yüksek radyasyon dozlarına yol açar. Bu nedenle dar kolimasyon, görüntü kalitesi ile hasta güvenliği arasında dikkatli bir denge kurulmasını gerektirir [25]. Geniş kolimasyon ise ışın demetini daha geniş bir alana yayarak radyasyon dozunu azaltır. Bu durum, genel görüntüleme uygulamaları için uygun olsa da, MTF'yi düşürerek küçük detayların görüntüde kaybolmasına neden olabilir [26]. Bu nedenle, geniş kolimasyonun kullanımında görüntüleme gereksinimlerine ve hedeflenen bölgenin özelliklerine dikkat edilmelidir.

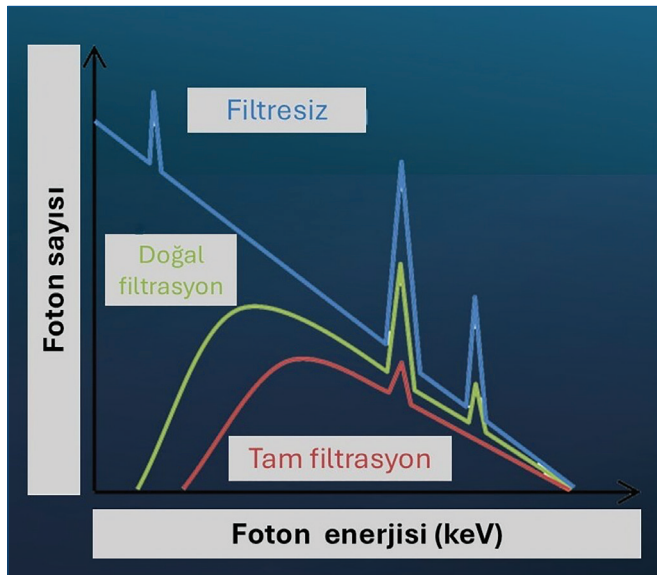
Düşük kontrastlı küçük detayların net şekilde görüntülenmesi için yüksek MTF ve yüksek DQE değerlerine sahip bir dedektör

yanı sıra dar kolimasyon kullanılmalıdır. **Ancak bu kombinasyon, daha yüksek radyasyon dozu gerektirebilir.** Geniş kolimasyon, radyasyon maruziyetini etkili bir şekilde azaltabilir, ancak bu durum, ince detayların algılanmasını sınırlandırabilir [27]. Bu faktörlerin dikkatlice değerlendirilmesi, özellikle hızlı tanı ve radyasyon güvenliğinin önemli olduğu klinik senaryolarda kritik öneme sahiptir [28].

Filtreler

Bilgisayarlı tomografi görüntülemesindeki filtreler, görüntü oluşumuna çok az katkıda bulunurken hasta dozunu artıran düşük enerjili fotonları azaltarak X-ışını spektrumunu şekillendirmeye yarar. Bu filtreler, fiziksel ve yazılımsal olmak üzere iki grupta değerlendirilebilir. Fiziksel filtreler, radyasyon ışınlarını şekillendirerek gereksiz dozları engellerken, yazılımsal filtreler (kernel veya algoritmalar) görüntülerin kontrastını ve keskinliğini artırmaya yönelik işlevler sağlar. Filtrelerin düşük enerjili X-ışınlarını engelleyerek spektrumunu nasıl değiştirdiği Resim 3'te gösterilmiştir. Örneğin, papyon (bowtie) filtreler, hastanın daha kalın olan santral kesimlerindeki atenüasyonu, filtrenin santral kesiminin daha ince olmasıyla dengeler; böylece dedektör üzerine düşen ışınlar daha homojen olur. Ayrıca düşük enerjili fotonlar engellendiğinden hasta dozu azalır (Resim 4).

Bazı BT modellerinde, filtrelemeyi anatomiye göre otomatik olarak ayarlayan adaptif filtreleme sistemleri vardır. Bu filtreler, akciğer parankimi ve mediasten gibi farklı doku yoğunlukları barındıran bölgelerin taranmasında dozu azaltır [29].



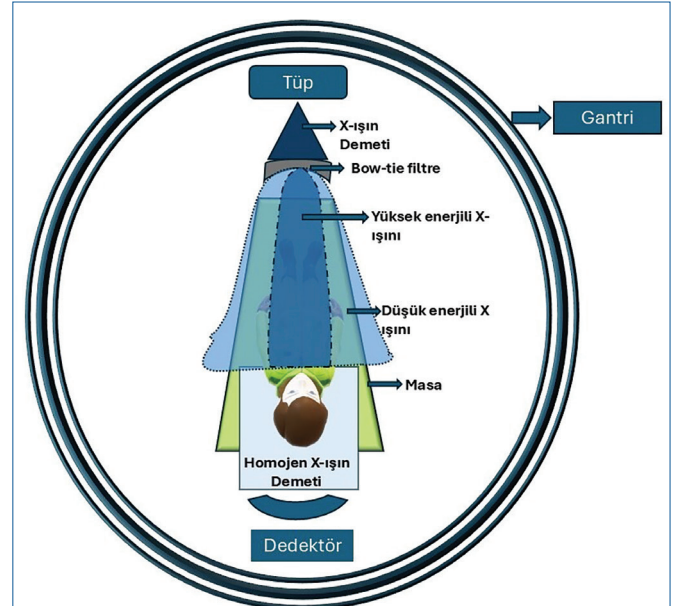
Resim 3. Filtrasyonun X-ışını enerji spektrumuna etkisi. Filtrasyon uygulanmadığında düşük enerjili fotonların spektrumda geniş yer kapladığına, filtrasyon arttıkça yüksek enerjili fotonların oranının arttığına dikkat ediniz.

Rekonstrüksiyon

Bilgisayarlı tomografi görüntü eldesinde oluşan ham verinin rekonstrüksiyonunda analitik ve iteratif olmak üzere iki ana algoritma kullanılmaktadır. Son zamanlarda, yapay zekanın da dahil olduğu yeni algoritmalar geliştirilmiştir.

Filtrelenmiş Geri Yansıtma

Tarihsel olarak ve BT'nin gelişmesi aşamalarında en çok tercih edilen analitik yöntem filtrelenmiş geri yansıtma (*filtered back projection*, FBP) yöntemidir. Bu yöntemde her projeksiyon, bulanıklığı ve çizgisel artefaktları azaltmak amacıyla bir matematiksel filtre (kernel) ile işlenir. Cihazlarda, görüntü ihtiyacına göre 6-7 farklı filtre bulunur. Örneğin, düşük kontrastlı metastazları görüntülemek için yumuşak doku filtresi kullanılırken, daha yüksek uzaysal çözünürlük için kemik filtresi tercih edilir. Daha sonra projeksiyon verisi görüntü üzerine yansıtılır. Tek bir projeksiyonun yansıtılması görüntü oluşumuna yetmez. Bunun için 1000 ayrı yönden elde edilen projeksiyonların görüntüye yansıtılması gerekir.



Resim 4. Papyon (bowtie) filtre. Papyon filtrenin santrali ince, periferi daha kalın yapılmıştır. X-ışını demeti filtrenin santral kesiminden geçerken daha az atenüe edileceğinden hastaya ulaşan demetin santrali daha yüksek enerjili (koyu mavi), periferik kesiminden geçerken daha fazla atenüe edileceğinden hastaya ulaşan demetin periferi daha düşük enerjilidir (yeşil). Böylece hastanın kalın santral kesimleri daha yüksek enerjili ve delici, ince periferik kesimleri ise daha düşük enerjili fotonlara maruz kalır. Bu süreç, X-ışını demetinin hastanın dokularından geçerken homojen hale gelmesini sağlar ve dedektöre dengeli bir X-ışını profili sunar. Böylece hem görüntü kalitesi optimize edilir hem de gereksiz radyasyon dozu azaltılır.

İteratif Rekonstrüksiyon

İteratif (yinelemeli) rekonstrüksiyon, gürültü ve artefaktları azaltırken kaliteyi artırmak için görüntü verilerini tekrar tekrar düzelter ve geleneksel FBP daha düşük radyasyon dozlarına olanak tanıyan bir hesaplama sürecidir. IR birden fazla yaklaşım içerir: Hibrit IR, model tabanlı IR (MBIR) ve derin öğrenme tabanlı yöntemler. Her biri gürültü azaltma ve çözünürlük artırmada belirli avantajlara sahiptir. Hibrit yöntemde verinin bir bölümü geri yansıtma, bir bölümü ise IR yöntemi ile hesaplanır. MBIR ise hem ileri yansıtma hem de geri yansıtma adımlarına dayanır. MBIR çok daha yüksek bilgi işlemci ünitesi gerektirir; ancak görüntü kalitesini daha da artırmıştır. Hibrit IR'e örnek olarak Canon AIDR 3D, Philips iDose4, Siemens SAFIRE, GE ASiR; MBIR'e örnek olarak Canon FIRST, Philips IMR, Siemens ADMIRE, GE MBIR verilebilir.

İteratif rekonstrüksiyon, gürültüyü azaltarak kontrast çözünürlüğünü artırır. Aynı kalitede görüntü için daha az foton enerjisi kullanıldığından hasta dozunu azaltır. Özellikle pediatrik grupta ve onkoloji hastalarında olduğu gibi tekrarlanan çekimlerin yapılması gereken durumlarda IR'nin sağladığı doz azalması daha önemli hale gelir. Örneğin MBIR, X-ışını verilerinin karmaşık etkileşimlerini modelleyerek pediatrik beyin görüntülemesinde 80%'e varan doz azaltımı sağlar ve anatomik ayrıntıları korur [6]. Derin öğrenme IR, hızlı rekonstrüksiyon kapasitesi ile yüksek kontrast ve düşük doz sağlayarak özellikle kardiyak ve acil görüntülemelerde önemli bir avantaj oluşturur.

Doz Azaltmada Yenilikler

Yapay Zeka Destekli Rekonstrüksiyon

Filtrelenmiş geri yansıtma ve IR yöntemlerinin sınırlılıklarını aşmak için yapay zeka ve derin öğrenme algoritmaları devreye sokulmaktadır. Filtrelenmiş geri yansıtma doz düşürüldükçe gürültü artar ve görüntü kalitesi bozulur. IR'da bilgi işleme süresi uzundur; %50'nin üzerinde doz düşürülürse çözünürlük azalır. Görüntü kalitesini korurken hasta dozunu daha da düşürebilmek ve rekonstrüksiyon süresini kısaltmak, derin öğrenme tabanlı rekonstrüksiyon algoritmalarının temel amacıdır. FDA onaylı GE Healthcare'in TrueFidelity ve Canon'un Advanced Intelligent ClearIQ Engine (AiCE) gibi derin öğrenme tabanlı algoritmalar, gürültüyü azaltarak yüksek kaliteli görüntüler sağlamak üzere tasarlanmıştır. TrueFidelity, düşük doz sinogram verisini doğrudan işleyerek ayrıntılı ve net görüntüler sunarken, AiCE düşük doz verilerle kısa sürede yüksek kaliteli hibrit görüntüler üretmektedir [30-32].

Yeni Dedektör Teknolojisi: Foton Sayıcı Dedektörler

Foton sayıcı dedektör (FSD) sistemi, her bir fotonun enerjisini ayrı ayrı ölçerek daha yüksek uzaysal çözünürlük ve kontrast-gürültü oranı sunar; bu özellikleri ile küçük anatomik yapıların

daha ayrıntılı ve düşük radyasyon dozuyla görüntülenmesini sağlar. Siemens Naeotom Alpha, geleneksel dedektörlerin sınırlamaları olmadan fotonları enerji seviyelerine göre ayırt ederek doz verimliliğini ve uzaysal çözünürlüğü artıran kadmiyum tellürid dedektörlere sahip, piyasada bulunan ilk foton sayıcı BT'lerden biridir [33]. Klinik olarak FSD'ler, akciğer nodülü tespiti ve kemik görüntüleme gibi düşük dozlarda netliğin gerekli olduğu durumlarda yüksek çözünürlüklü görüntüler sağlar [32].

Bilgisayarlı Tomografide Doz Azaltımında Teknikerlerin Rolü

Bilgisayarlı tomografi teknikleri, görüntüleme sürecinin temel unsuru olarak hasta güvenliği, görüntü kalitesi ve radyasyon doz optimizasyonunda kritik bir rol oynar. Teknikerler, cihaz başlatma prosedürlerinden hastanın doğru bir şekilde konumlandırılmasına, radyolog ile klinik iletişimlerden hastanın ve diğer sağlık personelinin radyasyondan korunmasına kadar birçok sorumluluk taşır. Etkili bir şekilde görev yapabilmeleri için teknikerlerin belirli bilgi ve becerilere sahip olması gerekir. Örneğin, radyasyonun ve özellikle BT dozunun risklerini anlamaları, BT doz metrikleri (CTDI_{vol}, DLP, etkin doz, vb) hakkında bilgi sahibi olmaları, teknik faktörlerin hasta dozuna etkilerini (örneğin kVp, mAs, OEK) bilmeleri ve tarama protokollerini düzenli olarak gözden geçirerek optimize edebilmeleri önemlidir. Ayrıca, teknikerler, doz izleme ve takip sistemlerinin uygulanmasına katkıda bulunmalı ve sürekli mesleki gelişim için eğitim programlarına katılmalıdır. Bu bilgi ve beceriler, hem görüntü kalitesini en üst düzeye çıkarmak hem de radyasyon dozunu ALARA prensibine uygun şekilde azaltmak için vazgeçilmezdir [4].

SONUÇ

Bilgisayarlı tomografi, tanısal alanda vazgeçilmez bir araç olsa da radyasyonla ilişkili kanser riskini göz ardı etmemek gerekir. BT incelemeleri, özellikle çocuklar başta olmak üzere tüm hastalar için dikkatle değerlendirilmelidir. Gereksiz radyasyon maruziyetini önlemek için ALARA prensibi doğrultusunda, minimum dozda çekim yapılmalı ve uygun protokoller belirlenmelidir. Bu kapsamda, radyoloji uzmanları, medikal fizikçiler ve teknikerler doz izleme komiteleriyle birlikte çalışarak, hasta özelliklerine göre optimize edilmiş çekim protokolleri oluşturmalıdır.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazarlar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

1. Ferrero A, Takahashi N, Vrtiska TJ, Krambeck AE, Lieske JC, McCollough CH. Understanding, justifying, and optimizing radiation exposure for CT

- imaging in nephrourology. *Nat Rev Urol*. 2019; 16: 231-44. [\[CrossRef\]](#)
2. Miglioretti DL, Johnson E, Williams A, Greenlee RT, Weinmann S, Solberg LI, et al. The use of computed tomography in pediatrics and the associated radiation exposure and estimated cancer risk. *JAMA Pediatr*. 2013; 167: 700-7. [\[CrossRef\]](#)
3. Al-Othman AY, Al-Sharydah AM, Abuelhia EI, Mohtasib R, Bin Dahmash A, Hegazi TM, et al. Radiation dose optimization based on saudi national diagnostic reference levels and effective dose calculation for computed tomography imaging: a unicentral cohort study. *Applied Sciences*. 2022; 12: 11504. [\[CrossRef\]](#)
4. Seeram E. Computed Tomography: Physics and Technology. *A Self Assessment Guide*. 2022. [\[CrossRef\]](#)
5. Samei E, Bakalyar D, Boedeker KL, Brady S, Fan J, Leng S, et al. Performance evaluation of computed tomography systems: summary of AAPM Task Group 233. *Med Phys*. 2019; 46: e735-56. [\[CrossRef\]](#)
6. Mese I, Altintas Mese C, Demirsoy U, Anik Y. Innovative advances in pediatric radiology: computed tomography reconstruction techniques, photon-counting detector computed tomography, and beyond. *Pediatr Radiol*. 2024; 54: 1-11. [\[CrossRef\]](#)
7. Sarhan HG, Noor NM, Saini SM, Bahari NM. Recent advances in computed tomography radiation dosimetry. *Asian J Med Technol*. 2023; 3: 65-77. [\[CrossRef\]](#)
8. Whitebird RR, Solberg LI, Bergdall AR, López-Solano N, Smith-Bindman R. Barriers to CT dose optimization: the challenge of organizational change. *Acad Radiol*. 2021; 28: 387-92. [\[CrossRef\]](#)
9. Parakh A, Kortensniemi M, Schindera ST. CT Radiation dose management: a comprehensive optimization process for improving patient safety. *Radiology*. 2016; 280: 663-73. [\[CrossRef\]](#)
10. Joyce S, O'Connor OJ, Maher MM, McEntee MF. Strategies for dose reduction with specific clinical indications during computed tomography. *Radiography (Lond)*. 2020; 26(Suppl 2): S62-S68. [\[CrossRef\]](#)
11. Kawamata Y, Ikeda R, Tochiara S, Hashida M, Hatemura M. [Development of dose calculation application for computed tomography dose management when facility protocols differ from diagnostic reference level (DRL)]. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi*. 2024; 80: 928-36. [\[CrossRef\]](#)
12. Blanchard DG, Meye PO, Bazoma J, Biona CB, Saïdou S, Ben-Bolie GH. Establishment of typical values for adult patients undergoing computed tomography in three Hospitals in Brazzaville, Congo Republic. *J Multidiscip Appl Nat Sci*. 2024; 4: 262-72. [\[CrossRef\]](#)
13. Malik MMUD, Alqahtani M, Hadadi I, AlQhtani AGM, Alqarni A. An analysis of computed tomography diagnostic reference levels in india compared to other countries. *Diagnostics (Basel)*. 2024; 14: 1585. [\[CrossRef\]](#)
14. Rao S, Sharan K, Chandraguthi SG, Dsouza RN, David LR, Ravichandran S, et al. Advanced computational methods for radiation dose optimization in CT. *Diagnostics (Basel)*. 2024; 14: 921. [\[CrossRef\]](#)
15. 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: 741-7. [\[CrossRef\]](#)
16. Tian X, Chang Z, Dilixiati S, Haimiti Y, Wang S, Sun J. Optimizing image quality and minimizing radiation dose in pediatric abdominal multiphase contrast-enhanced computed tomography: a study on CARE kV and CARE Dose 4D. *Quant Imaging Med Surg*. 2024; 14: 1985-93. [\[CrossRef\]](#)
17. Immonen E, Wong J, Nieminen M, Kekkonen L, Roine S, Törnroos S, et al. The use of deep learning towards dose optimization in low-dose computed tomography: a scoping review. *Radiography (Lond)*. 2022; 28: 208-14. [\[CrossRef\]](#)
18. Mayo-Smith WW, Hara AK, Mahesh M, Sahani DV, Pavlicek W. How i do it: managing radiation dose in CT. *Radiology*. 2014; 273: 657-72. [\[CrossRef\]](#)
19. Barnes E. Electrocardiogram pulsing, adaptive pitch cut coronary CTA Dose 2009. [\[CrossRef\]](#)
20. Liu R, Zhang S, Zhao T, O'Sullivan JA, Williamson JF, Webb T, et al. Impact of bowtie filter and detector collimation on multislice CT scatter profiles: a simulation study. *Med Phys*. 2021; 48: 852-70. [\[CrossRef\]](#)
21. Sabo-Napadensky I, Amir O. Reduction of scattering artifact in multislice CT. *Proceedings of SPIE*. 2005; 5745: 1-8. [\[CrossRef\]](#)
22. Insley B, Bartkoski D, Balter P, Prajapati S, Tailor R, Jaffray D, et al. Numerical optimization of longitudinal collimator geometry for novel x-ray field. *Phys Med Biol*. 2024; 69. [\[CrossRef\]](#)
23. Seung-Hun K, Byungdu J, Seung-Jae L. Optimized parallel-hole collimator design that balances spatial resolution and sensitivity through Monte Carlo simulation. *Journal of Magnetism*. 2023; 28: 415-9. [\[CrossRef\]](#)
24. Stengl C, Arbes E, Thai LJ, Echner G, Vedelago J, Jansen J, et al. Development and characterization of a versatile mini-beam collimator for pre-clinical photon beam irradiation. *Med Phys*. 2023; 50: 5222-37. [\[CrossRef\]](#)
25. Barnes MJ, Afshar N, Cameron M, Hausermann D, Hardcastle N, Lerch M. The design and characterization of a novel dynamic collimator system for synchrotron radiotherapy applications. *Med Phys*. 2023; 50: 5806-16. [\[CrossRef\]](#)
26. McNitt-Gray MF, Cagnon CH, Solberg TD, Chetty I. Radiation dose in Spiral CT: the relative effects of collimation and pitch. *Med. Phys*. 1999; 26: 409-14. [\[CrossRef\]](#)
27. Wang J, Wang L, Maxim PG, Loo BW Jr. An automated optimization strategy to design collimator geometry for small field radiation therapy systems. *Phys Med Biol*. 2021; 66. [\[CrossRef\]](#)
28. Chen T. A projection integration method for X-ray collimator design. *Cureus*. 2024; 16: e64482. [\[CrossRef\]](#)
29. Tzanis E, Stratakis J, Myronakis M, Damilakis J. A fully automated machine learning-based methodology for personalized radiation dose assessment in thoracic and abdomen CT. *Phys Med*. 2024; 117: 103195. [\[CrossRef\]](#)
30. Lell M, Kachelrieß M. Computed tomography 2.0: new detector technology, AI, and other developments. *Invest Radiol*. 2023; 58: 587-601. [\[CrossRef\]](#)
31. Quaia E, Kiyomi Lanza de Cristoforis E, Agostini E, Zanon C. Computed tomography effective dose and image quality in deep learning image reconstruction in intensive care patients compared to iterative algorithms. *Tomography*. 2024; 10: 912-21. [\[CrossRef\]](#)
32. Koetzier LR, Mastrodicasa D, Szczutkowicz TP, van der Werf NR, Wang AS, Sandfort V, et al. Deep learning image reconstruction for CT: technical principles and clinical prospects. *Radiology*. 2023; 306: e221257. [\[CrossRef\]](#)
33. Dillinger D, Overhoff D, Ayx I, Kaatsch HL, Hagen A, Schönberg SO, et al. Optimizing arterial vessel contrast in portal venous phase with virtual monoenergetic images from photon-counting detector CT scans of the abdomen-first clinical experiences. *Diagnostics (Basel)*. 2024; 14: 627. [\[CrossRef\]](#)

1. BT’de radyasyon dozunu optimize etmek için kullanılan temel prensip aşağıdakilerden hangisidir?
 - a. ALARA prensibi
 - b. Nyquist teorisi
 - c. Moiré etkisi
 - d. Fourier analizi
 - e. Monte Carlo simülasyonu
2. Hangi teknolojik gelişme, BT’de radyasyon dozunu azaltırken görüntü kalitesini artırmada önemli bir rol oynar?
 - a. Konvansiyonel rekonstrüksiyon
 - b. Derin öğrenme algoritmaları
 - c. Tek kesitli BT
 - d. Manuel protokol ayarları
 - e. Analog dedektörler
3. BT görüntülemeye düşük dozun kullanıldığı durumlarda görüntü kalitesini koruyan teknik hangisidir?
 - a. İteratif rekonstrüksiyon
 - b. Kolimasyon artırımı
 - c. Yüksek kVp kullanımı
 - d. Artefakt giderme
 - e. MTF optimizasyonu
4. Bowtie filtrelerinin temel işlevi aşağıdakilerden hangisidir?
 - a. Görüntü kontrastını artırmak
 - b. Düşük enerjili X-ışınlarını filtrelemek
 - c. Hasta hareketlerini stabilize etmek
 - d. Tüp voltajını artırmak
 - e. DLP değerlerini düşürmek
5. Tanısal referans seviyelerinin (DRL) temel amacı nedir?
 - a. Tüm BT protokollerini standartlaştırmak
 - b. Radyasyon dozunun klinik olarak gerekli minimum düzeyde tutulmasını sağlamak
 - c. Görüntüleme cihazlarının performansını artırmak
 - d. Hasta hareketlerinden kaynaklanan artefaktları azaltmak
 - e. Yüksek kontrastlı görüntüler üretmek

Cevaplar: 1a, 2b, 3a, 4b, 5b

Floroskopi ve Anjiyografide Optimizasyon

The Optimisation in Fluoroscopy and Angiography Procedures

Özüm Yüksel Buğdaycı

Uluslararası Kıbrıs Üniversitesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Lefkoşa, Kuzey Kıbrıs

ÖZ

Floroskopi ve anjiyografi kullanımında hasta dozunun optimizasyonu, operatöre ve cihaza bağlı pek çok değişken içerdiği için gerçekleştirilmesi zor bir görev olarak görülebilir. Floroskopik prosedürün optimizasyonunda amaca, hasta dozunu azaltmak ile tanı açısından yeterli görüntü kalitesini sağlamak arasında bir denge sağlanarak ulaşılabilir. Her türlü tanısal/girişimsel floroskopik ve anjiyografik işlemde, hasta dozu önemli ölçüde operatörün yaptığı ışınlama süresine paraleldir. Optimizasyon amacına ulaşmak için yapılacak uygulamalar hasta ve operatörün maruz kalacağı radyasyon düzeyini düşürmek için de önemlidir.

Anahtar Kelimeler: Optimizasyon, radyasyon, doz

ABSTRACT

Dose optimization in fluoroscopy and angiography can be seen as a difficult task to accomplish because it involves many operator and device-dependent variables. A balance is required between achieving the goal of the fluoroscopic procedure, minimizing the dose, and providing adequate diagnostic image quality. In any fluoroscopic and angiographic diagnostic/interventional procedure, patient dose largely parallels the operator exposure time. Optimization protocols are important to reduce the radiation exposure of the patient and operator.

Keywords: Optimization, radiation, dose

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Floroskopide optimizasyon nedir?
- Optimizasyon için hangi parametreler kullanılmalıdır?
- Optimizasyonun hasta dozu ile ilişkisi nedir?

GİRİŞ

FLOROSKOPİDE HASTA DOZU NEDEN ÖNEMLİDİR?

Floroskopik incelemeler iyonlaştırıcı radyasyon kullanılan radyolojik incelemeler arasında hastanın bir işlemde en yüksek dozu alabileceği incelemelerdir. İyonlaştırıcı radyasyon içeren bir işlemde biyolojik dokularda uygulanan doza bağlı oluşabilecek problemler olarak deterministik etkiler olarak da bilinen eritem, bül, epilasyon ve nekroz sayılır. Bu etkiler belirli bir dozun üzerine çıkınca yüksek olasılıkla ortaya çıkabilecek sorunlardır. Etkilerin oluşabilmesi uygulanan radyasyon dozuna bağlı olmasına rağmen hastanın yaşı, ışınlanan bölgenin neresi olduğu ciltte oluşabilecek etkilerin şiddetine etki yapabilir.

Floroskopik incelemeler hasta ve çalışanın stokastik etkilerden de zarar görmesine neden olabilir. Bu etkiler, deterministik etkilerin aksine uzun süre sonra ancak uygulanan dozdan bağımsız olarak gelişebilir. Artan uygulama dozları stokastik etkinin olasılığını artırabilir ancak şiddetine etkili değildir. Bu nedenlerle, hastanın floroskopi incelemesinde tanıya yardım edebilecek en düşük dozu alması için önlemler alınmalıdır. Bu önlemlerin işlemin tanısal görüntü kalitesine olumsuz etkisi de olmamalıdır.

Yeni teknolojik gelişmeler ile, günümüzde hastanın alacağı radyasyon dozunu düşüren pek çok buluş ve inovasyon cihazlarda kullanılmaya başlanmıştır. Buna rağmen,



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Özüm Yüksel Buğdaycı, Uluslararası Kıbrıs Üniversitesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Lefkoşa, Kuzey Kıbrıs

E-posta: ozumt@ciu.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0003-1669-082X

Geliş Tarihi/Received: 04.12.2024 **Kabul Tarihi/Accepted:** 28.02.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Yüksel Buğdaycı Ö. The optimisation in fluoroscopy and angiography procedures. *Trd Sem.* 2025;13(1):79-88



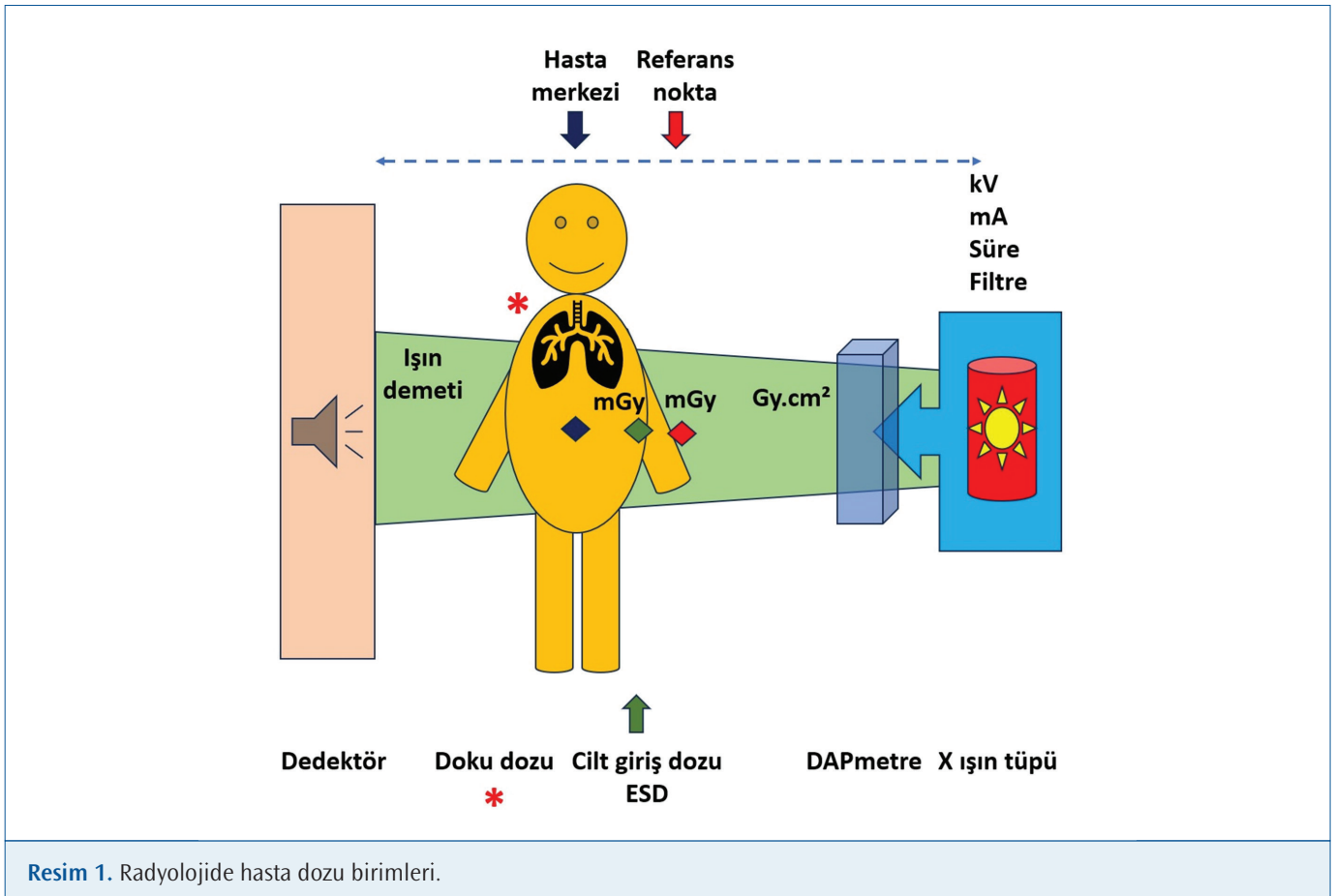
Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

kullanıcıların farkındalığı, uygun olan teknikleri kullanma konusundaki eğitim ve becerileri ile uygulamalar sonrasında hasta kayıtlarını inceleyerek gerekli olduğunda protokol parametrelerinde düzeltmeler yapmaları, olası riskleri önlemede etkin yöntemlerdir. İşlem öncesinde hastanın olası riskler konusunda bilgilendirilmesi, işlem sonrasında uygulanan doz bilgilerinin gözden geçirilmesi, hastanın takibinde yüksek dozdan kaynaklanabilecek etkilerin yönetiminde etkilidir. Floroskopinin radyoloji servisleri dışında pek çok farklı bölümde kullanılıyor olması, bu konuda radyoloji eğitimi almamış profesyonellerin de uygun yönlendirilmesinin gereğini arttırmaktadır. Bu yazıda, floroskopi kullanımında hastaya ve cihaza bağlı faktörlerin hasta dozuna etkisi ve riski azaltmaya yönelik önlemler tartışılacaktır. Floroskopi cihazlarının çalışma prensiplerine ayrıntılı olarak girilmeyecek ve uygulamada yapılması önerilenlere ağırlık verilecektir.

FLOROSKOPİDE KULLANILAN DOZ PARAMETRELERİ

Floroskopi cihazındaki karmaşık doz parametre isimlendirmesinin açıklığa kavuşması, konunun daha iyi anlaşılmasını sağlayabilir. X-ışını demetinin X-ışını tüpü çıkışındaki enerjisini doz alanı ürünü (*dose area product*, DAPmetre) ile ölçebiliriz. Değişik marka ve model cihazlarda bize değişik birimlerde DAP değerleri sunulabilir. Cihazların

hangi enerji birimi (μGy , mGy , cGy , Gy vb.) ve hangi alan ölçümünü (mm^2 , cm^2 , m^2 vb.) kullandığına bağlı olarak değişebilir. Bu farklılıkların, karşılaştırmak amacıyla genelde benimsenen Gy.cm^2 'ye çevrilmemesi, sonuçların birbirinden kat kat farklı çıkmasına neden olabilir. Referans nokta olarak odak ve detektörün tam ortasında olduğu düşünülen hasta merkezinden on beş cm tüp yönündeki nokta kabul edilir. Bu nokta yaklaşık hastanın cildine gelen noktadır. Burada oluşan dozu (kümülatif referans hava kerma) cihazlar Gy veya mGy olarak verebilir. Bu nokta her ne kadar cildine karşılık geldiği kabul edilse de ayrıca cilt dozunun hesaplanması mümkün, bazen gereklidir. Cilt dozu ise tam olarak X-ışın demetinin cilde ulaştığı nokta olarak kabul edilir ve ölçülür. Bu noktada ölçümlere ciltten geri saçılan enerjinin eklenmesi gerekir çünkü yapılan ölçümlerde bu değer ciltten saçılımı da içerecektir. Geri saçılmanın pek çok değişkene bağlı olmasına rağmen yaklaşık %30 olduğu kabul edilebilir. Organ dozları ise pratikte ölçülemeyeceğinden, benzetim programları ile, diğer ışınlama bilgilerinden hesaplanabilen dozlardır. Her organın radyasyona duyarlılığı, absorbe ettiği dozu etkilemektedir. Referans nokta, cilt giriş dozu ve organ dozları için mGy birimi kullanılır (Resim 1) [1, 2]. Konunun daha iyi anlaşılabilmesi için hastanın ve floroskopi çalışanının aldığı radyasyon dozunu azaltabilecek işlemleri ayrı başlıklarda inceleyeceğiz.



Resim 1. Radyolojide hasta doz birimleri.

HASTA DOZUNA ETKİ EDEN PARAMETRELER

Floroskopi ve/veya anjiyografi işleminde hastaya ve kullanılan cihaza ait parametreler hastanın dozunu etkiler. Hastanın yaşı, boyutu, vücut yapısı, ışınlanmanın yapıldığı vücut bölgesi, daha önce yapılan benzer floroskopik işlemlerin olması, cihaza ait ışınlama parametreleri [kilovolt (kVp), miliamper (mA), puls rate vb.], filtre, kolimasyon, tüp-cilt mesafesi gibi parametrelerin doğru seçilmemesi hasta dozunu arttırır. Bu parametrelerinde doğrudan veya dolaylı olarak etkilediği en önemli parametre toplam floroskopi süresi olarak ortaya çıkmaktadır.

X-ışınının hasta cildine girdiği noktadaki yüzey dozu, oluşabilecek deterministik etkinin öngörülmesinde en önemli parametrelerden biridir. Tipik olarak rutin işlemlerde floroskopide cilt giriş dozu, ortalama boyutlara bir erişkin hasta için yaklaşık 30 mGy/dk (3 rad/dk) (10 mGy = 1 rad) olarak bildirilir. Sık uygulanan girişimsel işlemlerde uygulanan yaklaşık dozlar Tablo 1'de gösterilmiştir [3-5]. Bu tabloda tetkik süreleri 3 ila 15 dk arasında olmakla birlikte cilt giriş cilt dozları 44 ila 340 mGy (4,4-34 rad) arasında değişmektedir. Yaklaşık 500 girişimsel nörolojik işlemde cilt giriş dozlarının 1 Gy'den fazla olabildiği hatta radyasyona bağlı cilt hasarı dozlarına da (>2 Gy) ulaşılabilirdiği bildirmiştir [6]. Embolizasyon işlemlerinin %6'sında, serebral anjiyografi çalışmalarının %1'inde ise ciltte belirgin eritem gelişimi (giriş cilt dozu >6 Gy) saptanmıştır. Kateter ile radyofrekans ablasyon uygulaması yapılan 9 merkezin 750 hastasında ortalama işlem süresi 53 dakika ile dikkat çekicidir. Tahmini cilt dozu $1.300 \text{ mGy} \pm 1.300$ ölçülmüş cilt dozu düzeyi (2 Gy) %22 işlemde kritik şekilde aşılmıştır (Tablo 1) [7].

HASTA CİLT DOZUNU BELİRLEME YÖNTEMLERİ

Floroskopi işlemi sırasında, X-ışını tüp tarafından hastaya ulaşarak tüm dokuları kat edip dedektör tarafında vücudu terk eder. Dolayısıyla, tüm dokular radyasyona maruz kalmaktadır. Hastanın aldığı cilt giriş dozunu belirlemede ortalama cilt giriş ışınlama ölçüleri kullanılabileceği gibi DAP ölçümü doz belirlemede kullanılabilir. Çeşitli çalışmalar için ortalama kVp ve tüp akımı (mA) kayıt edilse de sadece bu parametreleri kullanarak hasta cilt giriş dozunun hesaplanması mümkün değildir. Işınlama parametreleri doğru olarak kaydedilirse bile hasta boyutu, cihazdaki tetkik modunun hangisi olduğu gibi birçok faktör verilerin doğruluğuna etki edebilir.

Girişimsel incelemelerde, incelenen alanın genişliği, geometrisi, X-ışını tüpüne olan pozisyonu, kVp, tüp akımı imaj modu doza etki etmektedir. Floroskopi sistemleri işlem süresince belli aralıklarla (genelde 5 dakikada bir) uygulama süresi konusunda uyarı verse de uygulamayı yapan profesyonelin hastanın cilde ulaşan doz konusunda işlem süresince bilgi alması genelde mümkün olmaz [8]. Bu dozu gösteren yeni yazılımlar olsa da henüz yaygınlaşmamıştır. Bu nedenle hastanın cildinde aldığı radyasyon hastanın cildine yerleştirilen dozimetrelerle doğrudan ya da X-ışını tüpünden çıkan enerjiyi kaydeden cihazlar ile dolaylı yolla ölçülebilmektedir.

DOĞRUDAN YÖNTEM

Hastanın cildine aldığı radyasyon dozunun ölçülmesi için, termoluminesans dozimetre (TLD), fotografik filmler ve son zamanlarda metal oksit yarı iletken alan etkili transistor dedektörleri ile ölçümler alınabilir. **TLD, ciltten yansıyan yaklaşık %30 radyasyonu da içeren kesine yakın bir değer vermektedir** [6]. Ancak işlemin tamamındaki gerçek cilt dozu dağılımını bilmek zordur.

Fotografik filmler düşük maliyetleri ile avantaja sahiptir. Hatta Gafchromic genişletilmiş doz aralığı filmleri de özellikle radyasyon onkolojisi alanında kullanılabilir. Ancak bu tip yöntemde X-ışınının belli enerji aralıklarına duyarlık söz konusudur. Bu filmlerin pratik uygulaması da güçlükler içermektedir.

DOLAYLI YÖNTEM

En sık kullanılan yöntem DAP ölçümüdür. Bugün kullanılan modern cihazların büyük çoğunluğunda, X-ışını tüpünün kolimatör çıkışına DAP metre yerleştirilmiştir ve işlem boyunca tüm inceleme alanına verilen dozu ölçer. Ölçüm, DAP veya hava kerma alan ürünü (*kerma area product*) olarak belirlenir [4, 5, 9-11]. Bu ölçüm X-ışın tüpü odağının cilde olan uzaklığından bağımsız bir ölçümdür. X-ışınının ters kare kanuna göre, odaktan uzaklaştıkça şiddetinin azalması ve ışınlanan alanın genişlemesi arasındaki ters ilişki nedeniyle her uzaklık için DAP değeri sabit kalır.

Cilt giriş dozu, DAP ölçüm sonucundan hesaplanabilir. DAP değerinden cilt dozu hesabı için

Tablo 1. Tanısal girişimsel işlemlerdeki radyasyon değerleri

İşlem	Ortalama floroskopi süresi (dk)	Ortalama cilt giriş dozu (mGy)
Baryumlu kolon grafisi	3,3 (<1-5)	44 (23-59)
Baryumlu özefagus grafisi	3,8 (2,5-6,1)	66 (41-150)
Renal anjiyografi	5,1 (2,9-7,6)	100 (80-220)
Serebral anjiyografi	12,1 (2,9-36)	220 (60-590)
Hepatik anjiyografi	12,1 (3,6-42)	340 (100-580)
Perkütan transhepatik kolanjiyografi	14,6 (2,9-44)	210 (30-520)

$249+5,2 \times P_{ka}$ formülü kullanılabilir. P_{ka} DAP sonucu olarak bildirilen değerdir. Bir dakikalık floroskopik işlemde, DAP değeri $2000 \mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ölçüldü ise, $20 \times 20 \text{ cm}$ görüntüleme alanında $5 \mu\text{Gy}/\text{dk}$ veya $10 \times 10 \text{ cm}$ alanda $20 \mu\text{Gy}/\text{dk}$ cilt dozları belirlenebilir.

Magnifikasyon burada cilt dozunu etkileyen bir faktör olarak karşımıza çıkar. İşlem sırasında büyütme yani magnifikasyon yapılır ise, X-ışını giriş alan boyutu azalacaktır ve parlaklık azalacaktır. O nedenle otomatik parlaklık stabilizatörleri, devamlı önceden belirlenmiş ekran parlaklığını sağlamak için cilde giren X-ışını dozunu artırır. Alan genişliği (cm) ile doz oranı ($\mu\text{Gy}/\text{dk}$) arasında ters orantılı bir grafik çizilebilir. Bu iki parametredeki değişimler ile DAP sonucundan cilt dozu hesaplama sorunları oluşabilmektedir [12-14].

RADYASYONUN ETKİLERİ

Radyasyonun sitokastik ve non-sitokastik (deterministik) olmak üzere bilinen iki yolla vücutta biyolojik etkileri oluşturabilir. Radyasyona bağlı oluşabilen kanser ve genetik etkiler sitokastik etkilerdir. Dozun artışı ile bu etki olasılığı

artmaktadır. Radyasyonun neden olabileceği lösemi gibi hematolojik maligniteler 1 cGy veya 1 Gy üzerinde de gelişebilir. Her iki durumda hastalığın ciddiyeti arasında fark oluşmamaktadır. Malignite olasılığı dozdan bağımsızdır, bu etkinin oluşabileceği bir eşik değeri yoktur ve artan hasta dozları ile malignite olasılığı artar.

Sitokastik etkinin oluşabileceği bir hasta dozu alt sınır değeri olmadığı ve herhangi bir radyasyon dozunun bu etkiye yol açabileceği düşünülmektedir. Radyasyonun biyolojik olumsuz etkilerinin 100 mGy altında çok düşük değerlere kadar dozların alınmasında da oluşabileceğini öngörülen “eşik değer yoktur” (*no threshold theory*) bilgisi, mevcut radyo biyolojik veriler ışığında yukarıda vurgulanan stokastik riski açıklamak için öngörülmüştür. Non-sitokastik yani deterministik etki ise belirli bir doz değerinden sonra ortaya çıkan katarakt oluşumu, eritem oluşumu, epilasyon (tüylerde dökülme), bül ve nekroz gibi etkiler olarak sayılabilir (Tablo 2).

Hastalarda izlenen radyasyon etkileri dışında tıbbi görüntüleme teknikleri ve girişimsel radyologlarda da

Tablo 2. Ciltte artan doz ile beklenen etkiler

Grup	Tek bölge akut cilt doz aralığı (Gy)	NCI cilt reaksiyon grade	Etkilerin başlaması için yaklaşık süre			
			Hemen (<2 hafta)	Erken (2-8 hafta)	Orta dönem (6-52 hafta)	Uzun dönem (>40 hafta)
A1	0-2	Uygun değil	Gözlemlenebilir bir etki beklenmiyor	Gözlemlenebilir bir etki beklenmiyor	Gözlemlenebilir bir etki beklenmiyor	Gözlemlenebilir bir etki beklenmiyor
A2	2-5	1	Geçici eritem	Epilasyon	Saç dökülmesinden iyileşme	Gözlemlenebilir bir sonuç beklenmiyor
B	5-10	1-2	Geçici eritemt	Eritem, epilasyon	İyileşme; daha yüksek dozlarda, uzun süreli eritem, kalıcı kısmi epilasyon	İyileşme; daha yüksek dozlarda, dermal atrofi veya sertleşme
C	10-15	2-3	Geçici eritem	Eritem, epilasyon; kuru veya nemli pul pul dökülme ihtimali; pul pul dökülmeden iyileşme	Uzun süreli eritem; kısmi epilasyon	Telanjiektazi; dermal atrofi veya sertleşme; cildin zayıf olması muhtemeldir
D	>15	3-4	Geçici eritem; çok yüksek dozlardan sonra ödem ve akut ülserasyon; uzun süreli cerrahi müdahale muhtemelen gerekli olacaktır	Eritem, epilasyon; nemli pul pul dökülme	Dermal atrofi; nemli pul pul dökülmenin iyileşmemesi nedeniyle sekonder ülserasyon; cerrahi müdahale muhtemelen gerekli olacaktır; daha yüksek dozlarda dermal nekroz, muhtemelen cerrahi müdahale gerekli olacaktır	Telanjiektazi; dermal atrofi veya sertleşme; geç dönemde ciltte bozulma olasılığı; yara kalıcı olabilir ve daha derin lezyonlara ilerleyebilir; muhtemelen cerrahi müdahale gerekli olacaktır

ışınlamaya maruz kalan vücut bölümlerinde floroskopiye bağlı bir deterministik etki olarak radyasyon dermatiti izlenebilir. Sıklıkla 7 ila 14 gün arasında belirtiler ortaya çıkmakla birlikte akut veya kronik bir süreç başlayabilir [15].

Yaşam boyu kanser riskinin araştırıldığı bir makalede, ömür boyu beklenen kanser gelişme riski erkek radyolog, erkek tıbbi görüntüleme teknikeri ve kadın hemşirelerin dahil olduğu grupta sırasıyla 100.000 de 338 (90,3-796,1), 121 (33,5-288,7), ve 156 (41,1-390,6) bulundu. Tiroit kanseri nüfusta en sık karşılaşılan organ kanseri olarak bilinir [16]. Erkek radyologların bu çalışmada maruziyet zamanı $10,9 \pm 7,3$ yıl, ortalama kümülatif aldıkları doz $30,7 \pm 28,8$ mSv ve yıllık ortalama doz $1,9 \pm 1,5$ mSv idi. Uygun koruma kullanılan çağdaş uygulamalarda risk azalmaktadır. ABD Ulusal Radyasyon Koruması ve Ölçümleri Konseyi'nin mesleki maruziyete izin verdiği doz limitleri Tablo 3'de verilmiştir.

FLOROSKOPIK İNCELEMEDE HASTA DOZUNU AZALTMAK İÇİN YAPILMASI GEREKENLER

Amerikan Radyoloji Koleji-Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği (*American College of Radiology-American Association of Physicists in Medicine*) floroskopik işlemlerde radyasyon kullanımının yönetiminde, teknik standartlara göre hasta dozunu azaltmak için yapılması önerilenler aşağıda özetlenmiştir [17]: Burada açıklanan prensipler, diğer parametre ve faktörlerin sabit kaldığı kabul edilerek değerlendirilmelidir. Floroskopi cihazlarında hastanın dozunu uygulanan parametrelerde cihazın önceden belirlenmiş ekran parlaklığına göre arttırıp azaltan otomatik algoritmalar bulunmaktadır.

1. Floroskopi az ve yalnızca gerçek zamanlı görüntülemeye ihtiyaç duyulduğunda kullanılmalıdır.
2. Mümkünse düşük veya değişken kare hızı (frame rate) kullanın.

3. Düşük bir floroskopik puls (atım-ışının açılıp kapanması) oranı kullanın.

4. Cihazda önceden belirlenmiş birden fazla doz uygulama modu var ise, yeterli görüntü kalitesi sağlayan en düşük doz oranını seçin.

5. Görüntü eldesi için kaydedilen ışınlama/ekspozür çalışmalarının süresini sınırlayın, bu uygulama toplam görüntü sayısını ve dolayısıyla hasta dozunu azaltacaktır. Görüntüleri yalnızca daha yüksek kaliteli görüntülerin inceleme ve dokümantasyon için gerekli olduğu durumlarda kaydedin. Daha düşük kaliteli görüntüler dokümantasyon için yeterli ise bunun yerine floroskopik görüntüler kaydedilmelidir. Floroskopide elde edilen görüntü sayısı azaldıkça maruz kalınan doz da azalacaktır. Anjiyografide de özellikle uzun seri çekimlerden kaçınılması doz maruziyetini azaltır.

6. Elektronik magnifikasyon modunu floroskopi veya görüntü kaydı için iyileştirilmiş görüntü kalitesi gerekli olduğunda kullanın. Elektronik magnifikasyon hasta dozunu artırır bu nedenle önerilen, ışınlama yapılmadığı zaman, kayıt edilen görüntüden büyütürken çalışılan alanı netleştirmeye çalışmaktır.

7. Primer ışından doz alan doku hacmini sınırlamak için ışını incelenen alan kadar kolime edin.

8. Hastanın ışın giriş düzlemi ile X-ışını tüp fokal spot arasındaki mesafeyi mümkün olduğunca arttırın, hastayı tüpten uzaklaştırın.

9. Görüntü alıcısını hastaya mümkün olduğunca yakın yerleştirin.

10. Ekstremiteler gibi küçük vücut parçalarını ve çocukları görüntülerken anti-scatter gridi çıkarın.

11. Diğer mevcut doz azaltıcı özellikleri kullanın (ek filtreleme vb.). Örneğin; toplam filtrasyona eklenen bakır filtreler, düşük

Tablo 3. NCRP, ICRP, IAEA ve NDK mesleki maruziyet için önerilen doz sınırları

Organizasyon	Efektif doz (yıllık)	Efektif doz (kümülatif)	Lens dozu	Cilt dozu	Ekstremiteler dozu
NCRP	50 mSv/yıl	10 mSv X yaş (yıl)	50 mSv/yıl	500 mSv/yıl	500 mSv/yıl
ICRP	Beş yılın toplamı 100 mSv, ortalaması 20 mSv, bir yılda maksimum 50 mSv		Beş yılın toplamı 100 mSv, ortalaması 20 mSv, bir yılda maksimum 50 mSv*		
IAEA					
NDK					

NCRP, Ulusal Radyasyon Koruması ve Ölçüm Konseyi; ICRP, Uluslararası Radyolojik Koruması Komisyonu; IAEA, Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı; NDK, Nükleer düzenleme Kurumu; *NDK değişiklik taslağından.

enerjili fotonları uzaklaştırır ve ışın demetinin deliciliğini artırır, hasta cilt dozu azalır.

HASTAYA VERİLEN DOZU AZALTMAK İÇİN NE TÜR TEKNİKLER KULLANILABİLİR

Aralıklı Floroskopi, Elektronik Kolimasyon ve Son İmajın Dondurulup İncelenebilmesi

Birçok radyolog pedala devamlı basmayarak floroskopiye kullanması gerektiğini bilmektedir. Floroskopi sırasında görüntülenen alanın devamlı ışın alması yerine son karedeki görüntünün ekranda kalmasını sağlayan “Son imajı tut” (*last image hold*) özelliğini kullanmakta önemli bir doz azaltıcı seçenektir. Son imajın ekranda donması ek radyasyon kullanmadan yeni işlem öncesi hazırlığa da katkıda bulunur. Yeni sistemlerde son imaj donduğu zaman, elektronik kolimasyon ile, kolimatör kanatları uyarlanarak inceleme alan boyutlarında ayarlama yapılabilir.

Gridin Çıkarılması

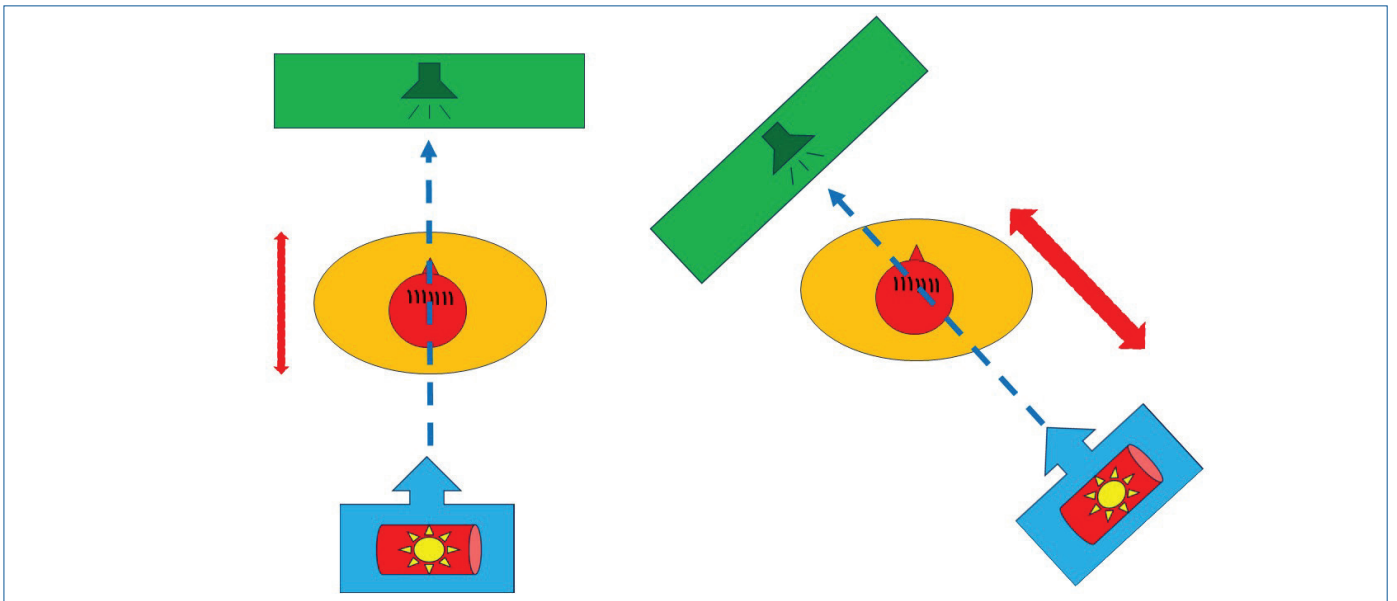
Grid, hastadan çıkarken saçılan fotonların detektöre ulaşmasını belli oranda engelleyerek imajdaki kontrastı artıran ve imaj kalitesini yükselten bir cihaz parçasıdır. Ancak dedektöre gelen toplam enerjide foton sayısını azaltıp tüpün otomatik olarak ışınlamasını arttırarak incelemede ciltten geçen dozun artmasına yol açar. Özellikler pediatrik hastalarda ya da erişkinlerde ekstremitelerde çekimlerinde gridin çıkarılması dozu 1/3 hatta 1/2 oranında azaltabilir. Cihazların gridlerinin kolay çıkması ve takılması kullanımları için bir avantaj sağlamaktadır.

Dozun Hasta Cilt Yüzeyine Yayılması

Bu yöntem ile X-ışın demetinin cilde tüm işlem boyunca aynı noktadan girmesini önleyerek maksimum dozun hasta cildinin daha geniş bir alanına yayılmasını sağlayabilir. Bu şekilde cilt dozu tek bölgede yoğunlaşmaz. Bu yöntemde amaç, maksimum cilt dozunu, incelenen anatomisinin merkezine ışının yönünü değiştirerek vermektir. Özellikle radyofrekans ablasyon gibi uzun süreli girişimsel işlemlerde femoral arterde bulunan kateter ile kalp arasındaki bölge işlemlerinde buna dikkat etmek gerekebilir. Ayrıca yine koroner anjiyografi işlemlerinde hastanın sırt cildinin korunması için kullanılmalıdır. Burada açıyı değiştirirken hastanın oval kesit kalınlığında, daha uzun mesafeden geçebilecek ışınların, oluşan attenüasyon nedeniyle azalan obje parlaklığının cihazın otomatik parlaklık kontrolü sistemleri ile giderilmesi nedeniyle dozun artabileceğidir (Resim 2).

Işın Kalitesinin Ayarı

Hastaya uygulanan X-ışın demetinin enerjisi, seçilen kVp ve ışının filtrasyon miktarına bağlıdır. Yüksek kVp, ortalama ışın enerjisini artırır ve imaj reseptörüne bu ışın ulaşır. Detektör giriş ekpojuru otomatik parlaklık ayarları yardımı ile sabit tutulur iken, cilt giriş dozu, kVp ile ters orantılı değişir. Kesit kalınlığı daha yüksek (obezitesi olan, yüksek vücut kitlesi olan) bir hastada daha düşük kVp elde edilecek görüntüyü olumsuz etkileyecektir. Yüksek enerjili bir ışın kullanmanın dezavantajı ise, görüntü kontrastının azalmasıdır. Kabul edilebilir görüntü kontrastını sağlayacak en yüksek kVp'nin korunması daha düşük cilt dozuna yol açabilir.



Resim 2. X-ışın demeti gövdede daha uzun bir yol kat ettiğinde oluşacak X-ışın enerjisi attenuasyonu, cihaz tarafından arttırılan ışınlama ile düzeltilmeye çalışılır. Bu da hastanın aldığı radyasyonu artırabilir.

Kolimatör seviyesinde ek metal filtre kullanılması (alüminyum ve bakır gibi) cilt dozunu azaltır.

İmaja katkısı olmayan, hastaya penetre olan ancak görüntü kalitesine katkısı olmayan düşük enerjili X-ışını fotonlarının ışın demetinden filtre edilmesi cilt dozunu azaltır. Bu şekilde 0,1-0,3 mm ek bakır filtre kullanarak cilt dozunun %50'ye kadar azaldığını gösterilmiştir [18]. Carefilter® (Siemens medikal sistemleri) veya Spectrabeam® (Philips medikal sistemleri) gibi ticari ürünler görüntü kalitesini etkilemeyen filtre sistemlerine örnek olarak verilebilir.

İmaji Magnifiye Etmek

Teknik olarak imaji magnifiye etmek tanısıl bilgiye katkısından dolayı yararlı olabilir ancak hasta dozunu artırır. Geometrik ve elektronik olarak iki temel magnifikasyon yolu vardır. Geometrik magnifikasyon hastanın küçük bir alanını imaj intensifier (görüntü yoğunlaştırıcı) sistemdeki daha geniş bir alana yansıtmak için dağılan X-ışını demetinden yararlanır. Kaynak-detektör arası mesafesi bazı cihazlarda sabittir. İmaj magnifikasyonu ve cilt dozu arttıkça hasta X-ışını kaynağına daha çok yaklaşır. Diğer bazı floroskopi cihazında kaynak-detektör mesafesi değişken olabilir. Tüp ve detektör bağımsız hareket edebilir. Kaynak hastaya yaklaştıkça veya dedektör uzaklaştıkça imaj magnifiye olur. Artmış magnifikasyonda odağın boyutu da değişmez ise görüntü sınırları bulanıklaşabilir, odak 0,3 mm'ye kadar küçülmez ise uzaysal çözünürlük de azalabilir.

Elektronik magnifikasyonda ise, eş doz seviyesine sahip 3 veya 5 adet magnifikasyon düzeyi vardır. İmaj intensifier çapının karesi oranında radyasyon dozu artar. Örneğin giriş cilt dozu 23 cm alan için, cilt dozu 100 ünite ise, ışınlanan alan 15 cm'ye düşünce alınan doz 235 üniteye $(23/15)^2$ alan 11 cm'ye $(23/11)^2$ düşünce ise 440 üniteye, kadar artar.

Doz Seviyesi Menüsü

Çoğu üretici firma, tipik olarak düşük-orta ve yüksek olmak üzere üç doz seviyesi ile cihaz üretmektedir. Doz genellikle her artan seviyede iki kat artış gösterir. Sıklıkla orta seviyede tetkikler yapılır. Düşük doz seviyesinde görüntüdeki gürültü yüksektir. Yüksek seviye ise kontrast azaldığı için nadiren kullanılır. Devamlı X-ışının verildiği yüksek doz seviyesinde, izin verilen maksimum cilt dozu 0,1 mSv'dir. Bu modda kullanırken çok dikkatli olunmalıdır. Vücut kalınlığı yüksek hastalarda ve nispeten kalın gövde bölümleri için kullanılmalıdır.

Puls Floroskopi

Floroskopi sistemleri devamlı veya aralıklı olarak X-ışını üretebilecek şekilde yapılmıştır. Aralıklı (pulse) modda kısa puls serileri olarak X-ışını verilir, X-ışını devamlı olarak verilmez. Puls oranı düşürülürse saniyedeki puls sayısı ve dolayısıyla floroskopide verilen doz azalır. Böyle bir uygulamada inceleme

her saniyede 30 yerine 15 resim oluşturulacaktır. Ayrıca bu sistemlerde kalp gibi hareketli organların değerlendirilmesi için saniyede 3 veya 7,5 düşük pencere oranı da sağlanabilir. Düşük pencere oranı daha net görüntü için uygulanır. Puls sayılarının azalması gürültüyü artırır. Bu nedenle cihazın otomatik ayarları mA ayarını arttırarak benzer görüntü kalitesinde gürültüsü azaltılmış resimler sağlamaya çalışır. Örneğin puls oranı saniyede 30 puls dan 15 resime (frame per second) düşülünce %50 doz azaltımı beklerken mA arttığı için doz azalması %25-28 seviyesinde kalmaktadır. Düşük pencere oranı ve magnifikasyonun artması (görüş alanı azalması) durumunda imaj parlaklığının değişmemesi için bazı üreticiler pulsunu arttırırken kamera açıklığını da arttırır. Puls floroskopi saniyede resim sayısını azaltırken düşük ekspozur sağlamak için önemli bir özelliktir. Kaliteli görüntü elde etmek için tüp akımı çok artarsa puls özelliğinin doz azaltımında önemli bir faydası kalmayabilir.

FLOROSKOPI ÇALIŞANININ ALDIĞI DOZUN AZALTILMASI

Bu bölüme kadar hasta dozunu azaltmaya yönelik yöntemlere değinilmiştir. Bu bölümden sonra çalışan dozunu azaltmaya yönelik yöntemlerden bahsedilecektir. Hastanın aldığı radyasyonun kaynağı X-ışını tüpüdür. Çalışanın aldığı radyasyonun önemli bir bölümünü ise hastadan saçılan fotonlar oluşturur. Bu nedenle hastanın radyasyonunu azaltmaya yönelik önlemler çalışanında dozunu azaltabilecektir.

Floroskopiden Önce Yapılacaklar

Tüm operatörler, floroskopi kullanımı için kurumsal gerekliliklere göre eğitilmelidir. Tüm personel, girişimsel radyoloji (IR) ünitesinde çalışmaya başlamadan önce hasta radyasyon yönetimi konusunda bir başlangıç kursu almalı ve en azından yılda bir kez yenileme eğitimi de almalıdır.

Ekipman ile ilgili olarak, yüksek radyasyon maruziyeti olan prosedürler için yalnızca uygun radyasyon ölçüm ekipmanına sahip odalar kullanılmalıdır.

Hasta Onayı

Girişimsel radyoloji işlemleri ile ilişkili radyasyon riskleri, bu prosedürle ilişkili radyasyon maruziyeti riski yüksek olduğunda veya hasta yüksek risk kategorisinde olduğunda, prosedür onayı alınırken hastayla görüşülmelidir. Prosedür planlaması önceden yapılmalı ve hastaların değerlendirilmesi, mümkün olduğunda iyonlaştırıcı radyasyon kullanımını gerektirmeyen invaziv olmayan kesitsel görüntüleme yöntemleriyle yapılmalıdır. İyonlaştırıcı radyasyon içeren yöntemler kullanılıyorsa, toplam hasta radyasyon dozunu azaltmak için mümkün olan en düşük doz ile işlem yapılmalıdır.

Floroskopi Sırasında Çalışanların Aldığı Dozu Azaltmak İçin Yapılabilecekler

1. Personelin X-ışını maruziyeti hastadan gelen saçılma nedeniyle doğrudan ilişkili olduğundan, yukarıda da ayrıntılandırılan işlemler ile hasta radyasyon maruziyetini azaltmak.
2. Kişisel koruyucu ekipman giymek ve yardımcı radyasyon koruma kalkanları kullanmak.
3. X-ışını tüpünü hastanın/masanın altına yerleştirmek, hastadan saçılan radyasyonu odanın yüzeyine ve çalışandan uzağa yönlendireceğinden, personelin saçılma nedeniyle maruziyetini en aza indirir.
4. Açısal alınan görüntüler için, hastadan saçılan ışının aksi tarafına, **X-ışını tüpünün karşısındaki tarafa geçilmelidir**. Bu sırada X-ışını kolimasyonu ile ışın demetinin hasta vücuduna sınırlı kalması özellikle önemlidir.
5. Mümkün olduğunda, personel X-ışınının hastaya girdiği noktadan en az bir metre uzakta durmalıdır.
6. Personele ışınlanmanın floroskopi moduna göre belirgin arttığı sine modu veya dijital subtraksiyon anjiyografi anında, hastadan uzaklaşması, bir kalkanın arkasına geçmesi veya odadan ayrılması yönünde talimat verilmelidir.

Tetik Sırasında, İşlem Süresince Radyasyonu İzlemek

İzlem, prosedür boyunca yapılmalı ve kullanıcıya önceden tanımlanmış radyasyon dozu eşiği aşıldığında bildirim yapılmalıdır. Düzeltici-önleyici işlem yapmayı uyarıcı (trigger) doz kavramı, floroskopik incelemede görüntü kalitesini iyileştirebilmek için uygulanan belirli bir radyasyon dozunun minimum seviyesidir. Görüntü alınmaya başladıktan sonra sistemin daha fazla doz uygulamasına karar verdiği eşiği belirler. Eğer bu eşik seviyesine ulaşılmazsa, görüntüde netlik elde edilemeyebilir ve işlem tekrarlanabilir. Radyolojik incelemelerde güvenli raporlama sisteminde doz seviyeleri verilmiştir [19].

Tetikten sonra, doz dokümantasyonu: Radyasyon dozu, IR Topluluğu yönergelerine göre tıbbi kayıtlara kaydedilmelidir [20]. Tablo 2’de verilen öneriler hasta ile ve gerektiğinde, yüksek cilt dozlarına ulaşıldığında, ilgili klinik doktoru ile paylaşarak bilgilendirme yapılmalı, tedavi planlanmalıdır.

Hasta Takibi

Hasta prosedür sırasında önemli miktarda radyasyon alırsa, yapılan prosedürden sonra Tablo 2’deki önerilere göre takip edilmelidir [21, 22].

Sonuç olarak, floroskopi ünitesinde çalışanların dikkat etmesi gereken kurallar şu şekilde sıralanabilir:

1. **Floroskopi süresini en aza indirin**
2. Mevcut hasta doz azaltma teknolojilerini kullanın
3. İyi görüntü zinciri geometrisi kullanın (hasta tüpe uzak, detektöre yakın olacak)
4. Kolimasyon kullanın
5. Prosedürü iyi planlayın
6. Düşük saçımlı alana kendinizi yerleştirin (tüp masa altında, çalışan hastanın diğer tarafında)
7. Koruyucu örtü/kalkan kullanın (kurşun içeren önlük, tiroid ve göz koruyucuları)
8. Uygun floroskopik görüntüleme ekipmanını kullanın (filtre, grid vb.)
9. Uygun eğitimi alın
10. Dozimetrelerinizi takın ve kendi dozunuzu bilin.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazarlar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

1. Loose R, Wucherer M. How to measure/calculate radiation dose in patients? *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2021; 44: 835-41. [CrossRef]
2. Fisher RF, Applegate KE, Berkowitz LK, Christianson O, Dave JK, DeWeese L, et al AAPM Medical Physics Practice guideline12.a: fluoroscopy dose management. *J Appl Clin Med Phys*. 2022; 23: e13526. [CrossRef]
3. Leibovic SJ, Caldicott WJ. Gastrointestinal fluoroscopy: patient dose and methods for its reduction. *Br J Radiol*. 1983; 56: 715-9. [CrossRef]
4. McParland BJ. Entrance skin dose estimate derived from dose-area product measurements in interventional radiological procedures *Br J Radiol*. 1998; 71: 1288-95. [CrossRef]
5. McParland BJ. A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures. *Br J Radiol*. 1998; 71: 175-85. [CrossRef]
6. O’Dea TJ, Geise RA, Ritenour ER. The potential for radiation-induced skin damage in interventional neuroradiological procedures: a review of 522 cases using automated dosimetry. *Med Phys*. 1999; 26: 2027-33. [CrossRef]
7. Rosenthal LS, Mahesh M, Beck TJ, Saul JP, Miller JM, Kay N, et al. Predictors of fluoroscopy time and estimated radiation exposure during radiofrequency catheter ablation procedures: a multicenter experience. *Am J Cardiol*. 1998; 82: 451-8. [CrossRef]
8. Mahesh M. Fluoroscopy: patient radiation exposure issues. *Radiographics*. 2001; 21: 1033-45. [CrossRef]

9. Ruiz-Cruces R, Pérez-Martínez M, Martín-Palanca A, Flores A, Cristófol J, Martínez-Morillo M, et al. Patient dose in radiologically guided interventional vascular procedures: conventional versus digital systems. *Radiology*. 1997; 205: 385-93. [\[CrossRef\]](#)
10. Shrimpton PC, Wall BF, Jones DG, Fisher ES. The measurement of energy imparted to patients during diagnostic x-ray examinations using the Diametor exposure-area product meter. *Phys Med Biol*. 1984; 29: 1199-208. [\[CrossRef\]](#)
11. Le Heron JC. Estimation of effective dose to the patient during medical X-ray examinations from measurements of the dose-area product. *Phys Med Biol*. 1992; 37: 2117-26. [\[CrossRef\]](#)
12. Strauss KJ. Clinical radiation dose monitoring. In: Batler S, Shope TR, editors. Syllabus: a categorical course in physics - physical and technical aspects of angiography and interventional radiology Oak book III: Radiologic Society of North America 1995: 171-87. [\[CrossRef\]](#)
13. Geise RA, O'Dea TJ. Radiation dose in interventional fluoroscopic procedures. *Appl Radiat Isot*. 1999; 50: 173-84. [\[CrossRef\]](#)
14. Wagner LK, Eifel PJ, Geise RA. Potential biological effects following high X-ray dose interventional procedures. *J Vasc Interv Radiol*. 1994; 5: 71-84. [\[CrossRef\]](#)
15. Padovani R, Bernardi G, Quai E, Signor M, Toh HS, Morocutti G, et al. Retrospective evaluation of occurrence of skin injuries in interventional cardiac procedures. *Radiat Prot Dosimetry*. 2005; 117: 247-50. [\[CrossRef\]](#)
16. Lee WJ, Bang YJ, Cha ES et al. Lifetime cancer risks from occupational radiation exposure among workers at interventional radiology departments. *Int Arch Occup Environ Health*. 2021; 94: 139-45. [\[CrossRef\]](#)
17. ACR-AAPM technical standard for management of the use of radiation in fluoroscopic procedures. 2023. [\[CrossRef\]](#)
18. Nicholson R, Tuffee F, Uthappa MC. Skin sparing in interventional radiology: the effect of copper filtration. *Br J Radiol*. 2000; 73: 36-42. [\[CrossRef\]](#)
19. International Atomic Energy Agency (IAEA). Last Accessed Date: 20.02.2025 [\[CrossRef\]](#)
20. Miller DL, Balter S, Dixon RG, Nikolic B, Bartal G, Cardella JF, et al. Quality improvement guidelines for recording patient radiation dose in the medical record for fluoroscopically guided procedures. *J Vasc Interv Radiol*. 2012; 23: 11-8. [\[CrossRef\]](#)
21. Garg T, Shrigiriwar A. Radiation protection in interventional radiology. *Indian J Radiol Imaging*. 2021; 31: 939-45. [\[CrossRef\]](#)
22. Jasieniak J, Kuchcińska A, Podgórska J, Cieszanowski A. Summary of radiation dose management and optimization: comparison of radiation protection measures between Poland and other countries. *Pol J Radiol*. 2023; 88: 12-21. [\[CrossRef\]](#)

1. Aşağıdaki dozimetrelerden hangisi ile hastanın dozu - en pratik şekilde öngörülebilir?
 - a. Termoluminesans dozimetre
 - b. Gafchromic EBT
 - c. Fotografik film
 - d. OSL dozimetre
 - e. "Dose area product" metre
2. Tetkikte hasta dozunu azaltmak için hangisi yapılmalıdır?
 - a. Yüksek bir floroskopik puls oranı kullanmak
 - b. Elektronik magnifikasyon modunu sürekli kullanmak
 - c. Primer ışıdan ışın alan doku hacmini sınırlamak için ışını incelenecek alan kadar kolime etmek
 - d. Görüntü alıcısını hastaya mümkün olduğunca uzak yerleştirmek
 - e. X-ışını tüpü çıkışında filtre kullanmamak
3. Floroskopi ünitesinde çalışanların dikkat etmesi gereken kuralların birincisi nedir?
 - a. Floroskopi süresini en aza indirin
 - b. Floroskopik görüntü sayısını en aza indirin
 - c. İyi görüntü zinciri geometrisi kullanın
 - d. Kolimasyon kullanın
 - e. Sürekli olarak aynı alanda ışınlama yapın
4. Anjiyografi ünitelerinde doktor tüpün ne tarafında bulunmalıdır?
 - a. Tüp yanında-tarafında
 - b. Tüpten uzakta-karşısında
 - c. Hasta yanında
 - d. Teknisyen yanında
 - e. Tüpün altında
5. Floroskopi sırasında ekrandaki imajı magnifiye etmek hasta dozunu nasıl etkiler?
 - a. Azaltır
 - b. Değiştirmez
 - c. Artırır
 - d. Çok azaltır
 - e. Hiçbiri

Mamografide Optimizasyon

Optimisation in Mammography

© Ebru Özcan Sanhal

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

ÖZ

Mamografide optimizasyonun hedefi, tanısal görüntü elde etmeyi sağlayacak en düşük radyasyon ile ışınlama yapılmasıdır. Minimal radyasyon dozu hedeflenirken görüntü kalitesinin gereğinden düşük olmamasına dikkat edilmesi gereklidir. Mamografi ile ilişkili radyasyon riskinin, erken tanının potansiyel faydalarıyla birlikte değerlendirilmesi ve fayda-risk tahminlerinin göz önünde bulundurulması önem taşır. Hastaların riskler sebebiyle tetkik yaptırmamaları durumunda sağlık açısından olumsuz etkiler söz konusu olabilir. Dijital mamografi ve meme tomosentezinden kaynaklanan radyasyon riskleri, küçük veya ihmal edilebilir riskler olarak kabul edilir ve fayda-risk tahminleri oldukça olumludur. Bu nedenle, bireyler belirlenen yaş aralığında ve sıklıkta mamografi taraması yaptırmaktan kaçınmamalıdır.

Anahtar Kelimeler: Mamografi, dijital meme tomosentezi, radyasyondan korunma, dozimetri

ABSTRACT

The goal of optimization in mammography is to perform the examination with the lowest radiation that will provide diagnostic images. While targeting a minimal radiation dose, care should be taken to ensure that the image quality is not lower than necessary. It is important to evaluate the radiation risk associated with mammography together with the potential benefits of early diagnosis and to consider the benefit-risk estimates. When patients opt out of necessary examinations due to perceived risks, they may unknowingly expose themselves to significant health consequences. Radiation risks from digital mammography and digital breast tomosynthesis are considered small or negligible risks and the benefit-risk estimates are quite positive. Therefore, individuals should not avoid mammography screening within the specified age range and frequency.

Keywords: Mammography, digital breast tomosynthesis, radiation protection, dosimetry

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Mamografide hastanın radyasyondan korunmasında temel ilkeleri öğrenmek
- Mamografide optimizasyon kavramını görüntü kalitesi ile birlikte irdelemek
- Mamografi ile ilişkili radyasyon riskini, mamografide dozimetri yöntemlerini ve ortalama glandüler doz kavramını öğrenmek

GİRİŞ

Meme kanseri Türkiye’de ve dünyada en sık görülen kanserdir. Aynı zamanda dünya çapında kadınlarda kanserle ilişkili ölümlerin en sık sebebinin oluşturmaktadır [1-4]. Dünya Sağlık Örgütü’ne göre, 2020 yılında küresel çapta 2,3 milyon kadına meme kanseri tanısı konulmuş ve 685.000 ölüm gerçekleşmiştir [5].

Mamografi, memenin incelenmesi için optimize edilmiş radyografik bir görüntüleme yöntemidir. Hem seçilmiş yaş gruplarındaki asemptomatik kadınların taranmasında (tarama mamografisi) hem de semptomatik hastalarda (tanısal mamografi) kullanılır. Mamografi şüpheli lezyonların cerrahi öncesi lokalizasyonunda ve biyopsi rehberliğinde de önemli rol oynar [6-8].



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Ebru Özcan Sanhal, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

E-posta: ebruozan@akdeniz.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0001-7130-0121

Geliş Tarihi/Received: 20.03.2025 **Kabul Tarihi/Accepted:** 26.03.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Özcan Sanhal E. Mamografide optimizasyon. *Trd Sem.* 2025;13(1):89-98



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

Mamografi taraması meme kanserinin tespitinde ve karakterizasyonunda etkilidir. Meme kanserine bağlı ölüm oranının, tarama yapılan kadınlarda yapılmayanlara kıyasla %40'tan daha fazla azaldığı gösterilmiştir [9-13]. Daha küçük boyutlu ve daha erken evredeki tümörlerin tanısı, tedavi ile ilişkili morbiditenin daha az olduğu tedavi seçeneklerinin uygulanabilmesine de olanak sağlamaktadır [14].

Mamografi, meme kanseri tespitindeki yüksek duyarlılığı, düşük maliyeti ve düşük radyasyon dozu ile meme kanserinin erken tanısında altın standarttır [4, 6-8].

Tıbbi ışınlamalarda hastanın radyasyondan korunmasında temel ilkeler, gerekçelendirme, optimizasyon ve doz sınırlarıdır. Doz sınırlaması mesleksi ya da toplumsal radyasyon maruziyetinde geçerli olup, hastaların tıbbi ışınlamalarında uygulanmaz. Optimizasyon ilkesi, tanı için gerekli görüntü kalitesinden ödün verilmeksizin hasta dozunun mümkün olduğunca azaltılmasını ifade etmektedir. Tanısal referans düzeyleri (diagnostic reference level, DRL) olarak belirlenen kantiteler, iyonlaştırıcı radyasyon içeren radyolojik işlemlerin optimizasyonunda araç olarak kullanılır. Kullanıcılar, kendi uygulamalarına ait değerleri mevcut ulusal/uluslararası DRL verileri ile karşılaştırarak, hastaya verilen radyasyon dozlarında optimizasyon gereksinimini belirlemeye çalışırlar [15, 16].

Mamografide optimizasyonun hedefi, tanısal görüntü elde etmeyi sağlayacak en düşük radyasyon ile ışınlama yapılmasıdır. Minimal radyasyon dozu hedeflenirken görüntü kalitesinin gereğinden düşük olmamasına dikkat edilmesi gerekir. X-ışını fotonlarının sayısının ve enerji düzeyinin optimize edildiği tekniklerin seçilmesi ile tanısal açıdan yeterli ışınlama yapılırken, aynı zamanda hastaya en az dozun verilmesi de mümkün olacaktır. Bu amaca ulaşmak için görüntüleme cihazı, teknik parametreler, çekim protokolleri optimize edilmeli; görüntü kalitesi ve doz ölçümleri yapılarak referans değerler ile karşılaştırılmalıdır [17, 18].

MAMOGRAFİDE OPTİMİZASYONUN TEMEL BİLEŞENLERİ

Hasta bazında klinik görüntülerin optimizasyonunda temel prensipler şunlardır:

- Görüntüler, doğru ve güvenilir bir tanının sağlanması ve doğru klinik kararların alınabilmesi için yeterli kalitede olmalıdır.
- Görüntüleri elde etmek için kullanılan radyasyon dozları, yeterli bir görüntü sağlamak için gereken minimum seviyede olmalıdır.

Optimizasyon, ekipmanın kendisine ve ekipmanı doğru şekilde kullanmak için bilgi ve deneyime sahip kişilere bağlıdır. Ekipmanın çalışması kapsamlı bir kalite güvence programı ile sağlanır. Karmaşık dijital X-ışını ekipmanları, yüksek seviyede

bilgi ve beceriye sahip profesyonel bir ekip gerektirmekte olup, ekibin tüm üyelerine deneyim ve düzenli olarak güncellenen eğitimler yoluyla gerekli uzmanlık verilmelidir [17, 18].

Optimizasyon için radyologlar, radyoloji teknikeri ve medikal fizikçiler bir ekip olarak birlikte çalışmalıdır. Bu süreçte, protokollerin sürekli olarak geliştirilebilmesi ve optimize edilmesi için, ekip üyelerinin her birinin kendi uygulamalarından ve ölçümlerinden elde ettikleri sonuçların göz önüne alınması gereklidir. Görüntüleme performansını artırmak için ekip üyeleri almış oldukları eğitim doğrultusunda bilgi ve becerilerini dayanışma içerisinde kullanmalıdır. Hastalara verilen radyasyon dozu bilgisi, klinik optimizasyon sürecinin ilk adımlarından biridir ve görüntülemeyi gerçekleştiren personel doz denetimi sürecine dahil olmalıdır [16-19].

Optimizasyon, gerekçelendirilmiş ışınlamanın, hastada klinik olarak şüphelenilen hastalığın radyolojik bulgularını ortaya koyacak radyasyon dozlarında uygulanmasını gerektirir. Bu dozların, sık uygulanan incelemelerde, benzer cihazlarda hangi hasta dozlarında uygulandığının karşılaştırılabilmesi amacıyla DRL belirlenmelidir. Belirlenen DRL'ler optimizasyon aracı olarak kullanılır. Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu'nun (*International Commission on Radiological Protection*, ICRP) önerileri ile Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) güvenlik standartlarını temel alarak hasta dozimetrisi ve DRL'ler için gereksinimler belirlenmiştir [16, 20].

Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı, radyasyon doz optimizasyonu sürecinin sağlıklı olarak gerçekleşebilmesi için uygun olarak seçilmiş radyolojik cihaz ve teknolojiler, önceden belirlenmiş ve gözden geçirilmiş ışınlama parametreleri, kalibre edilmiş radyasyon kaynakları ve dozimetreler, güncel DRL ve kapsamlı kalite güvence programları gibi unsurların kullanılmasını önerir [15].

Tıbbi görüntülemede radyasyon dozunun düşük ancak görüntü kalitesinin yetersiz olduğu durumlarda hasta sağlığı açısından olumsuz bir etkiye neden olabilir. Bu durum, tanısal bilgilerin elde edilememesine sebebiyet verebilir ve klinik risk olarak adlandırılır. Tüm tıbbi görüntülemeler gibi, mamografi de klinik risk ile radyasyon riski dengelenerek gerçekleştirilmelidir [20-22].

MAMOGRAFİ SİSTEMLERİ

Mamografi; görüntülerin, memenin bir görüntü alıcısı (dedektör) ile meme kalınlığını azaltarak görüntü kalitesini iyileştirmek ve hastaya verilen dozu azaltmak için kullanılan bir kompresyon plakası arasına yerleştirilmesiyle, nispeten düşük X-ışını enerjisi ile elde edildiği radyografik bir görüntüleme yöntemidir [8, 23]. Gelişen teknolojiyle mamografi sistemleri de sürekli yenilenip gelişmektedir. Memenin X-ışınları ile

görüntülenmesine yönelik geliştirilmiş mamografi cihazları, ilk olarak 1960'lı yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Sonrasında, mamografiye özel hedef-filtre kombinasyonlarının, otomatik ekspozur kontrolü (AEC) sistemlerinin, küçük fokal spotun kullanılması gibi teknolojik gelişmeler yaşanmıştır. Günümüzde ekran-film sistemleri çoğu merkezde yerini dijital mamografi (DM) sistemlerine bırakmış olup, tam alan dijital mamografi (FFDM) teknolojik ilerlemelerin son aşamasını temsil etmektedir [4, 7, 8].

Meme kanserinin radyolojik bulguları arasında, genellikle çevredeki normal doku ile arasındaki X-ışını atenuasyon farkının çok düşük olduğu kitleler, küçük mikrokalsifikasyonlar, asimetrisi ve yapısal distorsiyonlar bulunur. **Meme dokusu genel olarak düşük kontrasta sahip olduğundan özellikle kitlelerin ve yapısal distorsiyonların fibroglandüler dokudan ayırt edilmesi zordur ve yüksek kontrast çözünürlük gerektirir. 100 µm kadar küçük boyutlu olabilen mikrokalsifikasyonların görüntülenebilmesi için ise yüksek uzaysal rezolüsyon gereklidir.** Mamografi sistemleri, bu iki zor özelliği sağlayıp aynı görüntüde sunmak üzere şekillendirilmiştir [24-26].

MAMOGRAFİDE GÖRÜNTÜLEME ZİNCİRİNDE TEMEL KOMPONENTLER

Tipik bir mamografi/tomosentez (dijital) sisteminde görüntüleme zincirini, X-ışını kaynağı, filtre, kolimatör, grid, dijital dedektör, AEC sensörü ve görüntü işleme sistemi oluşturmaktadır (Resim 1) [24].

1. Hedef/filtre: Mamografide hedef materyali olarak Molibden (Mo), rodyum (Rh) ya da tungsten (W) bulunabilir. Ekran-film mamografi sistemlerinde tipik olarak Molibden hedef ve molibden filtre (Mo/Mo) kullanılır. Mo hedef, 17.4-19.5 keV karakteristik radyasyon üretir. Modern DM sistemlerinde anot materyali olarak tungsten'in (W) kullanımı giderek artmıştır.

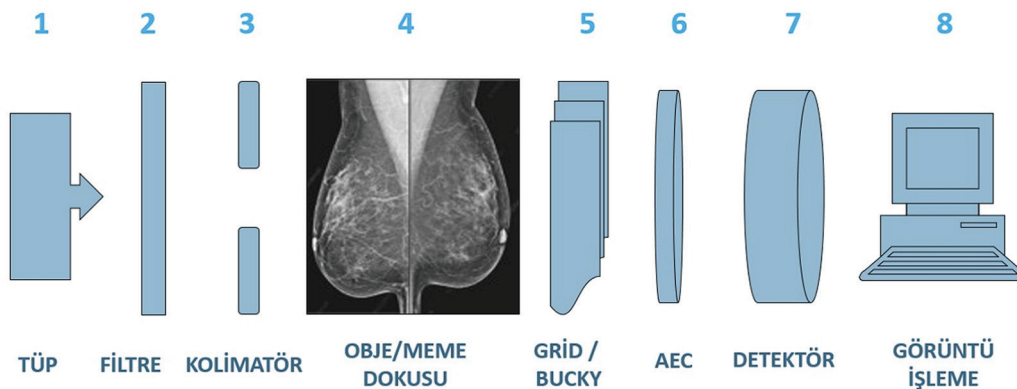
W anot daha yüksek erime noktasına sahiptir, yüksek enerjili X-ışınları üretir ve hasta dozu diğer materyallere göre daha düşüktür. Modern DM sistemlerinde Mo, Rh, gümüş (Ag) ve alüminyum (Al) filtre seçenekleri bulunur. **Mamografide görüntülenecek meme kalınlığı ve dansitesine göre, farklı enerjilerde X-ışın spektrumlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaçla bir sistemde genelde iki farklı anot materyali ve farklı filtreler kullanılmaktadır. Tüp hedef materyali ile ilave filtrenin uygun seçimi ve tüp voltaj ayarları optimum görüntü kalitesi ve minimum meme dozu sağlamak için önemlidir [4, 7, 8].**

2. Fokal spot: Standart fokal spot büyüklüğü 0.3 mm olup, konvansiyonel radyografiye göre (1.2 mm) oldukça küçüktür. Magnifikasyon mamografi için 0.1 mm'lik küçük fokal spot kullanılır. Fokal spotun küçük olması ile uzaysal çözünürlük artar ve özellikle mikrokalsifikasyonlar gibi çok küçük boyutlu oluşumların ayırt edilmesi kolaylaşır. Avrupa Birliği kriterlerine göre 0.2 mm boyutlu mikrokalsifikasyon mamografide görüntülenmiş olmalıdır [7, 8].

3. Kompresyon: Mamografiyi diğer incelemelerden ayıran bir özelliktir. Kompresyon tüm teknik kalite parametrelerini iyileştirdiğinden mamografide temel öneme sahiptir (Tablo 1) [18]. **Kompresyonla meme dokusunun kalınlığı azalır, süperpozisyon ve saçılma en aza iner, böylece yapıların görünürlüğü artar. Meme sabitlendiğinden hareket önlenir, bulanıklık azalır, uzaysal ve kontrast çözünürlük artar. Meme dokusunun kalınlığının azalması ve meme dokusunun daha homojen hale gelmesi ile X-ışını penetrasyonunun artması sebebiyle radyasyon dozu da azalır [6-8].**

4. Otomatik ışınlama (ekspozür) kontrolü: Işınlama sabit parametreler ile manuel olarak veya AEC ile yapılır. AEC, DM sistemlerinde dedektörün altına yerleştirilen fotosel aracılığı ile çalışır. Işınlamayı, meme dokusunun dansitesine bağlı

Mamografide Görüntüleme Zinciri



Resim 1. Dijital mamografi sisteminde görüntüleme zinciri.

olarak görüntü üzerinde belli bir piksel değeri sağlandığında otomatik olarak durduran sistemdir. AEC sistemi, önce bir ön ışınlama yaparak meme kalınlığı ve yoğunluğuna göre ışınlama parametrelerini ayarlar ve ardından asıl ışınlamayı başlatır. AEC ışınlama sırasında, memeye uygun en yüksek kVp ve en düşük ışınlama süresini ayarlamayı temel alır. Bu sayede hasta dozu azalır ve olası meme hareketi minimize olacağından görüntü kalitesi artar [7, 8, 18].

DİJİTAL MAMOGRAFİ TEKNOLOJİSİ

İlk olarak 2000 yılında Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) onayı alan DM sistemlerinde, konvansiyonel sistemlerden farklı olarak film-ekran sistemleri yerine dedektörler bulunur. Dedektörler X-ışınlarını soğurur, elektrik sinyaline dönüştürür ve sinyali dijitalize eder. Bu dijital görüntü daha sonra mamografi için özel tasarlanmış, yüksek ayırma gücüne sahip bilgisayar monitöründe görüntülenerek incelenir. DM sistemlerinde kullanılan dedektör tasarımları çeşitlilik göstermektedir [7, 8, 18]. DM ile dijital meme tomosentezi (DBT), kontrastlı mamografi (CEM) ve stereotaktik biyopsi gibi yeni teknikler de kullanılabilmektedir.

DİJİTAL MAMOGRAFİNİN AVANTAJLARI

Dijital görüntülemenin kazandırdığı en büyük avantaj görüntülerin geniş dinamik aralığı ve görüntü üzerinde yapılabilecek pencere, kontrast, histogram gibi ayarlara olanak sağlamasıdır. Dinamik aralık ne kadar geniş olursa, kontrast çözünürlüğü o kadar artar. Dinamik aralık geniş olduğundan, geniş bir doz aralığındaki ışınlamalarda yüksek sinyal/gürültü oranı sağlanır. Böylece yetersiz dozda ışınlamaya bağlı görüntü kalitesindeki kayıp önlenir ve tekrar çekimler ortadan kaldırılabılır. **Geniş dinamik aralık daha düşük ışınlama değerleri ile çekim yapma olanağı sağladığından radyasyon maruziyeti daha düşüktür. Çekim tekrarlarının az olması da hasta dozunun düşük olmasına katkı sağlamaktadır** [17, 18, 24].

Tablo 1. Mamografide kompresyonun etkilediği teknik kalite parametreleri

Saçılmayı azaltarak kontrastı artırır (düşük enerjili X-ışınlarının kullanılmasıyla da saçılma azalmaktadır)
Ekspozur sırasında hareketsizliği sağlar (mamografide ekspozur süreleri radyografiye göre daha uzundur)
3B nesneden 2B görüntüye dönüşümde, yapıların üst üste binmesiyle ortaya çıkan anatomik gürültüyü/sumasyonu/maskeleme artefaktını azaltır
Uniform meme kalınlığı sağlar ve raporlayıcının dansite değişikliğini, kalınlıktaki değişiklikten ziyade bir lezyon ile ilişkilendirmesine olanak tanır
Kaliteli bir görüntü elde etmek için gereken dozu azaltır

Dijital mamografideki geniş dinamik aralık doğru kullanıldığında hasta dozunu ciddi şekilde düşürebileceği gibi, aksi durumda doz aşımına da yol açabilmektedir. Yüksek ekspozur koşullarında da kullanılabilir görüntüler elde edileceğinden gereksiz yere hasta dozu artabilir. Doz aşımını önlemek için; AEC kullanılması, dedektörün X-ışınına duyarlılığını gösteren Dedektif Kuantum Verimliliği (*Detective Quantum Efficiency*, DQE) değeri yüksek cihazların kullanılması ve ön işlemede gürültü azaltma algoritmalarının kullanılması önerilmektedir [4, 7, 18].

DİJİTAL MAMOGRAFİDE YENİLİKLER: DİJİTAL MEME TOMOSENTEZİ VE KONTRASTLI MAMOGRAFİ

Meme dokusu genel olarak düşük kontrasta sahip olması nedeniyle kanserin fibroglandüler dokudan ayırt edilmesi zordur ve süperpozisyonlar nedeniyle kanser gizlenebilir. DM'deki yeni teknolojiler olan DBT ve CEM ile dens meme dokusuna ve süperpozisyona bağlı sınırlamalar aşılmaya çalışılmaktadır. DBT, konvansiyonel tomografinin DM sistemlerindeki eşdeğeri olarak kabul edilmektedir. X-ışın tüpünün bir ark boyunca hareket etmesi ile memenin birden çok açıdan alınan görüntüleri elde edilir. Projeksiyon görüntülerin, ince kesit kalınlığında rekonstrükte edilmesi ile seri görüntüler oluşturulur. Böylece glandüler dokunun süperpozisyonu sebebiyle görülemeyen lezyonların görünürlüğü artar [4, 7, 23]. CEM ise, DM ve DBT ile sağlanan morfolojik bilgiye ek olarak fonksiyonel bilgi sağlamaktadır. IV iyotlu kontrast madde enjeksiyonunu takiben, rutin mamografideki gibi CC ve MLO projeksiyonlarda, memenin ardışık düşük (iyotun k-sınırının hemen altında; 26-31keV aralığında) ve yüksek (iyotun k-sınırının hemen üzerinde; 45-49 keV aralığında) enerjili X-ışınları ile ışınlanmasıyla görüntüler elde olunur. Düşük enerjili görüntüler rutin filtreler kullanılarak elde olunurken, yüksek enerjili görüntüler Cu filtre kullanımı gerektirir. Post-processing ile substrakte görüntüler elde edilir [4, 6-8].

MAMOGRAFİDE GÖRÜNTÜ KALİTESİ

Meme kanserinin erken tanısı için periyodik taramalar ve mamografi tetkiklerinde yüksek kalitede inceleme esastır. **Mamogramların kalitesi yeterince yüksek olmadığında kanserleri daha erken tespit etme yeteneği azalmaktadır ve bu durum tarama programında kötü sonuçlar ile ilişkilendirilmektedir. Görüntü kalitesinin düşmesi ve tanısal doğruluğun azalması (eksik/yanlış tanı) klinik risk olarak tanımlanmaktadır** [20-23].

Optimize görüntü eldesi, uygun bir altyapının ve en iyi teknolojinin tasarlanması ve uygulanması ile başlayan karmaşık ve çok faktörlü bir süreç olarak kabul edilmektedir.

Yüksek kalitede mamografi elde etmek için; iyi eğitilmiş ve deneyimli personel (radyolog, radyografi teknikeri, tıbbi fizikçi),

modern ve iyi tasarlanmış ekipman ve uygun görüntüleme koşulları önemli unsurlar arasında yer almaktadır [17].

Yüksek kaliteli bir mamografi incelemesinde bulunması gereken özellikler şunlardır (Tablo 2) [7, 8, 18];

- Doğru pozisyonlama yapılmıştır,
- Memenin büyük bir bölümünde mükemmel kontrast ve meme dokusu boyunca yeterli keskinlik (uzaysal çözünürlük) mevcuttur,
- Anatomi yapıların görüntülenmesini bozabilecek aşırı gürültü yoktur,
- Patolojik bulgulara benzeyebilecek veya doğru tanıyı engelleyebilecek rahatsız edici artefaktlar bulunmaz,
- İncelemenin asemptomatik sağlıklı kadınlarda yapılabileceği akılda tutularak, gerekli görüntü kalitesiyle tutarlı mümkün olduğunca düşük bir radyasyon dozu verilir.

Minimal radyasyon dozu hedeflenirken görüntü kalitesinin gereğinden düşük olmamasına dikkat edilmelidir. Düşük kalitedeki görüntünün yol açacağı olası eksik/yanlış tanı sebebiyle hastaların uğrayacağı zarar, biraz daha yüksek radyasyon dozunun neden olabileceği ek riskten daha büyüktür. Dozdan kaynaklanan potansiyel uzun vadeli etkiler ile daha acil klinik sonuçlar arasında doğru dengenin sağlanması zorlu bir görevdir [20-23].

Görüntü kalitesi, ekipmanın performansı ve kullanım şekliyle ilişkilidir. Ekipman performansı, tasarımına ve üreticisine bağlı olmakla birlikte, uygun şekilde ve zamanda bakımının yapılması yapılmadığına da bağlıdır [17].

DİJİTAL MAMOGRAFİDE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİ ETKİLEYEN DEDEKTÖR ÖZELLİKLERİ

Dijital mamografinin konvansiyonel mamografiye göre birçok avantajları bulunmakla birlikte, dijital sistemlerde kaliteli görüntü elde etmek ve bu sırada hastanın aldığı radyasyon dozunu azaltabilmek için görüntü kalitesine etki eden faktörlerin bilinmesi önemlidir. Uzaysal çözünürlük ve bulanıklık, kontrast çözünürlük, gürültü ve artefaktlar bunların

en önemlileridir. Radyasyon dozunun ölçülmesi gibi görüntü kalitesi de belirli ölçümler ile değerlendirilebilir [4, 7, 24].

Ek olarak dijital dedektörlerin görüntü kalitesini etkileyen başlıca 3 özelliğinin vurgulanması gereklidir;

• **Gürültü:** Fiziksel olarak gri tonlarda pikselden piksele değişen istatistiksel bir dalgalanma, görsel olarak ise görüntüde kaba noktalanmalar olarak ifade edilebilir. Sinyal-gürültü oranı (SNR), bir görüntüdeki sinyal gücünün gürültüye oranıdır. Yüksek SNR, görüntüdeki detayların daha net olduğunu ve gürültünün daha az olduğunu gösterir [7, 8].

• **Modülasyon Aktarım Fonksiyonu/Modulation Transfer Function:** Bir görüntüleme sisteminin (veya dedektörün), orijinal objenin kontrastını (netliğini), görüntüye ne kadar yansıtabildiğini gösteren bir ölçektir. Uzaysal çözünürlüğünün ölçümünde kullanılan en önemli parametre olup, DM sistemlerinin görüntü kalitelerinin karşılaştırılmasında kullanılabilir. Modülasyon aktarım fonksiyonu (*modulation transfer function*, MTF), söz konusu sistemde ne kadar küçük boyuttaki objelerin görüntülenebildiğini belirler. Düşük MTF, yüksek uzaysal frekansların (küçük objeler/büyük objelerin konturları) görüntüye zayıf yansımaya, dolayısıyla görüntü bulanıklığına sebep olur [4, 7, 8].

• **Dedektif Kuantum Verimliliği/Detective Quantum Efficiency:** Gelen radyasyondan görüntü gösterimi aşamasına kadar, SNR'nin görüntüde ne kadar korunabildiğini gösteren bir ölçektir. Dedektör performansını belirleyen bir ölçüt olup, dedektörün X-ışını uzaysal çözünürlüğünü ve gürültüsünü değerlendirir. Dedektör çıkışındaki SNR'nin karesinin, dedektör girişindeki SNR'nin karesine oranlanması ile hesaplanır. DM'de analog sisteme göre daha penetran ışın kullanılması ve yüksek DQE sayesinde, ekran-film mamografiye göre daha az kompresyon gerekir [8, 18, 25]. FFD sistemlerinde kullanılan amorf selenyum (a-Se) dedektörlerde DQE yüksektir. DQE, ekspozur parametreleri, MTF, dedektör materyali ve X-ışınının kalitesi ile değişiklik göstermektedir [4, 7, 8].

Görüntüleme sistemlerinin performansı, fantomlar kullanılarak fiziksel parametreler üzerinden test edilir. Ancak, bu metrikler yalnızca fiziksel görüntü kalitesini yansıtır ve her zaman klinik tanıya yönelik kaliteyi doğrudan temsil etmez [7, 8, 18].

MAMOGRAFİDE TEKNİK KALİTE KONTROLÜ

Görüntüleme sistemindeki basit bir hata veya arıza hastaların sağlığını etkileyebileceğinden, X-ışını ekipmanlarının sıkı kalite kontrolü ile izlenmesi gerekir. Kalite kontrol testleri, klinik hedefe uygun olarak X-ışını ekipmanının optimum performansını garantilemeye yardımcı olmak üzere performansın "anlık görüntülerinin" eldesini sağlar. Böylece en düşük hasta dozu ile gerekli kalitede tanısal bilgi elde edilebilir [7, 17]. Mamografide

Tablo 2. Yüksek kaliteli bir mamografi incelemesinde bulunması gereken özellikler.

Doğru pozisyonlama
Yüksek kontrast çözünürlüğü
Yüksek uzaysal rezolüsyon
Düşük görüntü gürültüsü
Doğru tanıyı engelleyecek artefaktların bulunmaması
Gerekli görüntü kalitesiyle tutarlı mümkün olan minimum hasta dozu

kalite kontrolü pozisyonlama, kompresyon, ısınlama, kontrast, keskinlik, gürültü, artefaktlar ve etiketleme gibi basamakları içermektedir. Meme görüntüleme teknik kalite kontrolü [18];

1. Doğru tanı için tutarlı ve yüksek kaliteli görüntülemeyi sağlar,
2. Görüntüleme sistemleri arasındaki değişkenliği azaltır,
3. Düzenleyici standartlara uyumu destekler,
4. Radyasyon dozunu doğrularak hasta güvenliğini artırır.

MAMOGRAFİDE RADYASYON DOZU VE RİSK

İyonlaştırıcı radyasyon maruziyeti stokastik ve deterministik etkiler olarak iki ana kategoriye ayrılan biyolojik etkilere yol açabilir. Deri yanıkları, katarakt, saç dökülmesi veya organ hasarı gibi deterministik etkiler, belirli bir doz eşliğinin aşılmasıyla ortaya çıkar. Bu etkilerin hem sıklığı hem de şiddeti, radyasyon dozuyla doğru orantılıdır. Mamografi ile bu etkilerin oluşması beklenmez. Stokastik etkiler, düşük dozlarda bile ortaya çıkabilecek rastgele etkiler olup, kanser ve genetik mutasyon riskini artırır. Bu etkilerin meydana gelme olasılığı doza bağlı olarak artar, ancak etkinin şiddeti dozdan bağımsızdır. Ancak 100 mSv üzerindeki dozlarda lineer olarak artan risk var iken daha düşük dozlarda risk çok düşüktür [26-28]. Mamografi düşük radyasyon dozuna sahip bir modalite olmakla birlikte, stokastik etkilerin düşük de olsa ortaya çıkma olasılığı bulunmaktadır. Stokastik risklerin olasılığını en aza indirilmesi, hastanın radyasyondan korunmasına ilişkin temel prensiplerin titizlikle uygulanması ile mümkün olabilir.

X-ışını kullanan değişik radyolojik modalitelerde farklı teknolojiler ile görüntü oluşturulur. Pik tüp voltajı, tüp akımı, tarama zamanı, tüp akım-zamanı, tüp/obje/detektör uzaklıkları ve filtrasyon temel görüntüleme parametreleri arasında yer almaktadır. Bu parametreler radyasyon dozuna etki eden önemli etkenlerdendir. Görüntü elde etme parametreleri hem hastaların radyasyon doz veya riskinin doğru şekilde hesaplanmasında hem de optimizasyon sürecinde oldukça kritik önem arz eder [7].

Mamografi ve DBT düşük radyasyon dozuna sahip görüntüleme yöntemleri olmakla birlikte, asemptomatik hastalarda tarama amacıyla kullanılmaları sebebiyle, bu modaliteler ile ilişkili radyasyon dozunun tespiti ve optimizasyonu konusu yoğun ilgi görmektedir [18, 23].

Mamografide radyasyona maruz kalan tek vücut bölümü memedir. DM ve DBT'de meme dışındaki organların iyonlaştırıcı radyasyon maruziyetinin ve riskin ihmal edilebilir düzeyde olduğu, ölçümler ve Monte Carlo tahminleri ile gösterilmiştir [29-31].

Mamografide memenin maruz kaldığı radyasyon dozu; dedektör duyarlılığı, AEC ayarları, memenin kalınlığı ve

Tablo 3. Mamografide memenin maruz kaldığı radyasyon dozunun belirlenmesinde temel faktörler.

Mamografi ekipmanının intrinsik (içsel) özellikleri, inceleme şekli (rutin/magnifikasyon)
Ekspozur parametreleri (özellikle AEC modunda)
Memenin boyutu, kalınlığı, dansitesi (glandüler dokunun dağılımı)
Pozisyonlama tekniğinin kalitesi, uygun kompresyon
AEC: Otomatik ekspozur kontrolü

dansitesi, anot-filtre kombinasyonu gibi temel faktörler ile ilişkilidir (Tablo 3) [18].

Mamografi cihazlarının kalibrasyonu ve uygun teknik protokollerinin uygulanması, memeye verilen radyasyon dozunun düşük tutulmasını sağlamak açısından önemlidir. Teknolojik gelişmeler ile günümüzde düşük dozda radyasyon kullanılarak yüksek kaliteli görüntülerin elde edilmesi mümkün hale gelmiştir. Bu durum, hasta güvenliğini artırır, aynı zamanda meme kanseri tarama programlarının etkinliğinin desteklenmesi açısından önem taşır [17-19].

MAMOGRAFİDE DOZ BELİRTEÇLERİ VE TANISAL REFERANS DÜZEYLERİ

Memede bulunan iki temel doku türü fibroglandüler doku ve yağ dokusu olup, radyasyona duyarlı olan fibroglandüler dokudur [23, 32].

Mamografide kullanılan üç dozimetrik nicelik; hava kerma (IAK) (Ki), giriş yüzey hava kerma (Ke) ve ortalama glandüler doz (MGD). Bunlar arasında en yaygın kullanılan doz ve DRL belirteci olan MGD, memedeki tüm fibroglandüler dokuda soğurulan "ortalama" dozdur ve miliGray (mGy) birimi ile ifade edilir. Matematiksel formüllerle hesaplanabilen veya bazı modern cihazlarda DICOM formatında otomatik olarak verilen MGD, meme kanseri tarama programlarında radyasyon güvenliği açısından önemli bir standart olarak kabul edilmektedir [18, 23, 32].

Mamografide kullanılan X-ışını enerji seviyelerinde, meme dokusunun her 1-2 cm'si X-ışını miktarını %50 oranında azaltmaktadır. Fibroglandüler dokulara verilen doz, memenin giriş yüzeyinden çıkış yüzeyine kadar 10-100 kat oranında azalır. Bu nedenle, meme boyunca soğurulan ortalama dozun alınması önem taşır [28, 32].

Ortalama glandüler doz meme dokusu içinde doğrudan ölçülemez. Memenin giriş seviyesi gibi belirli bir konumundaki hava kerması (AK) ölçülür. AK, X-ışını spektrumuna (tüp voltajı, anot ve filtre materyali), X-ışını tüpü akımına ve ekspozür süresine bağlıdır. AK, spesifik dönüşüm faktörleri kullanılarak MGD'ye dönüştürülür. MGD'yi elde etmek için kullanılan bu dönüşüm katsayıları, fibroglandüler doku ve yağ dokunun mükemmel bir şekilde karışarak, meme boyunca eşit bir

şekilde dağıldığı basitleştirilmiş bir meme modeli varsayılarak elde edilmiştir [7, 23, 33].

Bu prensiplere dayanan Avrupa merkezli ve Amerika Birleşik Devletleri (ABD) merkezli iki ana meme dozimetri yöntemi, dünya çapında çeşitli tıp fiziği toplulukları, üretici firmalar ve görüntüleme rehberi belirleyen kuruluşlar tarafından kullanılmaktadır. Avrupa Meme Dozimetri Protokolleri, Avrupa Komisyonu (EC) ve IAEA tarafından kullanılan basit meme modeline dayanmaktadır ve Avrupa Kalite Güvenceli Meme Tarama ve Tanı Hizmetleri Referans Örgütü (EUREF) tarafından uyarlanmıştır. Dünya genelinde kullanılan dozimetrik protokollerin ve rehberlerin, basitleştirilmiş meme modellerine dayandıklarının ve ön kabuller sebebiyle hastaya özgü MGD'leri yansıtmadıklarının vurgulanması önemlidir. Bu konu, günümüzde birtakım kuruluşlar tarafından ele alınmakta olup, doz tahmininde daha yüksek bir doğruluk düzeyine ulaşılması, riskin değerlendirilmesinde büyük ölçüde fayda sağlayabilir [33, 34].

KANSER RİSKİ MODELLERİ

Radyasyon kaynaklı kanser riskleri tahminleri, ABD Ulusal İyonize Radyasyonun Biyolojik Etkileri Bilim Akademisi (BEIR) VII ve Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP) olmak üzere iki ana grup tarafından yapılmıştır. ICRP 103'e göre, Sv başına yaklaşık %4,1'lik kanser indüksiyonu risk tahmini verilmekte olup, dijital tarama mamografisi için (0,12'lik doku ağırlıklandırma faktörü ve 3 mGy'lik MGD dikkate alındığında) bu, 1.000.000'da 1,5'lik kanser indüksiyonu riski anlamına gelmektedir [16]. BEIR VII risk değerlendirme metodolojisine göre; 3,7 mGy'lik bir MGD varsayıldığında, taranan her 100.000 kadından 31'inde radyasyona bağlı meme kanseri olasılığı tahmin edilmiştir [32, 33].

Yukarıda bahsedilen kanser riski modellerinde kullanılan veriler, temel olarak önemli oranda orta ve yüksek dozda iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan bireylerden kaynaklanmaktadır. Her iki model de belirsizlikler söz konusu olup, tanınal radyolojideki ve özellikle de günümüzde DM'deki düşük radyasyon maruziyeti göz önüne alındığında bu risk modellerinin hassasiyeti tartışmalıdır [23, 32, 33].

Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu 103 numaralı raporunda yer alan ağırlıklandırma faktörü ile (meme için; 0,12), belirli bir meme prosedürünün radyasyon dozunun diğer tanı prosedürleriyle veya doğal arka plan radyasyonu ile etkin doz kullanılarak karşılaştırılması mümkündür. Örneğin; modern bir DM ekipmanı ile gerçekleştirilen taramada MGD yaklaşık 3 mGy'dir. MGD'yi eşdeğer doza (mSv cinsinden) dönüştürmek için, bu değer 1 ile çarpılır (X-ışınları için radyasyon ağırlıklandırma faktörü 1'dir). Buna göre her meme için eşdeğer doz yaklaşık 3 mSv'dir. Eşdeğer dozun etkin doza dönüştürülmesi için ise ağırlıklandırma faktörüyle (meme dokusu için 0,12) çarpılması gerekir ve 0,36 mSv'lik etkin doz elde edilir. Doğal arka plan

radyasyonundan kaynaklanan ortalama yıllık etkin dozun (tüm vücut) 3,1 mSv olduğu göz önüne alındığında, dijital tarama mamografisi yaklaşık 6 haftalık doğal arka plan radyasyonu ile benzer riske sahiptir [32, 33]. Tek bir tarama mamografisi ve farklı maruziyet durumlarının karşılaştırılması amacıyla Tablo 4'te temsili etkin doz değerleri (mSv) verilmektedir [32, 33].

Fayda-Risk Tahminleri

Mamografi tarama programlarının etkinliğinin değerlendirilmesi için, radyasyona bağlı meme kanseri riskinin, erken tanının potansiyel faydalarıyla birlikte değerlendirilmesi ve fayda-risk tahminlerinin göz önünde bulundurulması önem taşır.

Literatürde, mamografi taraması sayesinde kurtarılan hayat sayısı ve radyasyon kaynaklı kanserlere bağlı ölüm sayısı açısından fayda-risk tahminleri bildiren çalışmalarda da belirtildiği üzere; fayda-radyasyon riski oranı oldukça olumludur. Tarama sayesinde elde edilen meme kanseri mortalitesindeki azalma, radyasyon kaynaklı kanserlere bağlı mortalite riskinden çok daha fazladır [32, 33, 35].

Hastaların radyasyondan korunması, iyi tıp uygulamalarının vazgeçilmez bir unsuru olup, faydaların ve radyasyon risklerinin dikkatlice dengelenmesini gerektirir. Hastaların riskler sebebiyle tetkik yaptırmamaları durumunda sağlık açısından olumsuz etkiler söz konusu olabileceğinden, radyasyonla ilişkili risklerin abartılmaması gereklidir. DM ve DBT'den kaynaklanan radyasyon riskleri küçük veya ihmal edilebilir riskler olarak kabul edilir ve fayda-risk tahminleri oldukça olumludur. Bu nedenle, bireyler belirlenen yaş aralığında ve sıklıkta mamografi taraması yaptırmaktan kaçınmamalıdır [4, 32, 33].

Günümüzde, kişiselleştirilmiş tıp uygulamaları ile kadınlara bireysel risklerine göre tarama seçeneklerinin sunulması gündemde olup, bu hedefe yönelik olarak hem istatistiksel hem de yapay zeka tabanlı yöntemler geliştirilmiştir. Teknolojik ilerlemeler sayesinde meme radyasyon dozunun düşürülerek

Tablo 4. Çeşitli maruziyet koşulları için ortalama etkin dozlar.

Maruziyet türü	Ortalama etkin doz (mSv)
Uzun mesafeli uçuşlarda uçuş ekibi üyeleri	0,04-0,06
PA akciğer grafisi	0,02
Mamografi (dijital)	0,36
Mamografi (konvansiyonel)	0,48
Lomber grafi	0,5-1,50
Yıllık doğal arka plan radyasyonu	2-4
Tanısıl toraks BT	4-6,5

Not: Etkin dozlar, ortalama büyüklükteki bir yetişkin için tipik değerlerdir. Gerçek doz, kişinin boyutuna, görüntüleme nedenine ve görüntüleme uygulamalarındaki farklılıklara bağlı olarak önemli ölçüde değişebilir. PA: Posteroanterior, BT: Bilgisayarlı tomografi

fayda-risk oranının daha da artması beklenmektedir [36, 37].

Mamografide hastaya özgü dozimetri modellerine ihtiyaç duyulmakta olup, bu konu genel hastaya özgü dozimetri uygulamaları ve bireyselleştirilmiş radyolojik risk değerlendirmesi kapsamında ele alınmalıdır. Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği ve Avrupa Tıbbi Fizik Örgütü Federasyonu ortak çalışma grubu meme dozimetri modellerinin daha da iyileştirilmesi konusunda çalışmalar yürütmektedir [37, 38].

DİJİTAL MAMOGRAFİDE YENİLİKLER VE RADYASYON DOZU

Dijital mamografideki yeni teknolojiler olan DBT ve CEM ile dens meme dokusuna ve süperpozisyona bağlı sınırlamalar aşılmaya çalışılmaktadır. Günümüzde, tarama mamografisi, FFDM'nin tek başına veya DBT ile birlikte kullanımı ya da DBT'nin sentetik görüntüler ile tek başına kullanımı gibi çeşitli uygulamalar ile gerçekleştirilebilmektedir. Bu uygulamalardaki radyasyon dozu değişkenlik göstermektedir. DM, DBT, CEM ve diğer X-ışını meme görüntüleme teknikleri için tipik MGD (mGy) değeri aralıkları (4,5 cm ile 6 cm arasında sıkıştırılmış meme kalınlığı ve tek görüntüleme için) Tablo 5'te verilmektedir [33, 37, 38].

Mamografi tekniğindeki farklılıklar, hasta yaşı ve sıkıştırılmış meme kalınlığı göz önüne alınarak, çeşitli mamografik tarama protokollerinin fayda-risk oranları yakın zamanlı bir çalışma ile güncellenmiştir. Taramada DBT'nin sentetik görüntüler ile tek başına kullanımında, FFDM ve DBT'nin birlikte kullanımına kıyasla, fayda-risk oranlarının daha yüksek olduğu bildirilmiştir [39]. Tek başına bir teknik olarak kullanıldığında DBT'de, bir veya iki planda görüntü eldesinde, FFDM'den daha düşük veya biraz daha yüksek soğurulan dozlar bildirilmektedir. DBT, FFDM ile kombine edildiğinde, doz seviyeleri yaklaşık iki katına çıkmaktadır. FFDM yerine sentetik 2B görüntülerin kullanılması, meme dozunu yaklaşık yarı yarıya azaltabilir ve bu durum popülasyon tarama programları açısından önemli sonuçlar doğurabilir [40].

Dijital mamografide yeni teknolojiler olan DBT ve CEM'den elde edilen MGD'lerin klinik uygulamalar açısından değerlendirilmesi önem taşımaktadır. ABD FDA (USA FDA),

Tablo 5. Farklı X-ışını görüntüleme modalitelerine ait literatürde bildirilen MGD değeri aralıkları (4,5-6 cm arasındaki bir meme kalınlığı ve tek görüntüleme için).

Modalite	MGD (mGy)
DM	1.3-2.5
DBT	1.5-2.5
Meme BT	4.5-8
CEM	2.5-3
MGD: Ortalama glandüler doz, DM: Dijital mamografi, DBT: Dijital meme tomosentezi, BT: Bilgisayarlı tomografi, CEM: kontrastlı mamografi	

standart 4,3 cm kalınlığında bir fantom (~5 cm kalınlığında sıkıştırılmış meme) için 3 mGy sınırını belirtmektedir. EUREF protokolüne göre, 4,5 cm kalınlığında PMMA fantom (~5,3 cm kalınlığında sıkıştırılmış meme) için sınır 2,5 mGy'dir [33, 38]. CEM'nin tarama programlarında kullanılma potansiyelinin değerlendirilmesi amacıyla, CEM MGD değerleri, DM ve DBT MGD'leri karşılaştırılmış olup, meme kompresyonundaki değişkenliğin, CEM'deki MGD'yi etkileyebileceği bildirilmiştir. Her iki teknikten elde edilen MGD, EUREF'nin DM'de maksimum doz önerilerini (MGD; 4,5 cm meme kalınlığı için 2 mGy'den az ve 9 cm meme kalınlığı için 6,5 mGy'den az) karşılamıştır. DM ile karşılaştırmada yaklaşık %30 ve DBT ile karşılaştırmada ise minimal bir MGD artışı bildirilmektedir [33, 41, 42]. DM, DBT ve CEM tekniklerinin tanınal amaçlı kullanımında ise, beklendiği üzere görüntü sayısı ve dolayısıyla MGD, klinik ihtiyaca göre bireysel olarak değişecektir.

MAMOGRAFİDEN KAYNAKLANAN RADYASYON RİSKİNİN AÇIKLANMASI

Radyasyon maruziyeti ve buna eşlik eden riskler, radyolog veya teknisyen ile mamografi tetkiki planlanan kadın arasındaki iletişimde önemli bir konudur. Mamografiden kaynaklanan radyasyon riskinin düşük olduğunun ve mamografi ile taramanın meme kanserine bağlı mortaliteyi azalttığına ele alınması önem taşır [32, 33]. Ayrıca, meme kanseri insidansının son on yılda artmış olduğunun ve günümüzde batı ülkelerinde her 8 kadından 1'inin etkilendiğinin belirtilmesi gerekir [33]. Meme görüntülemedeki radyasyon riski konusunda daha iyi bilgi sahibi olunması, klinik tıp profesyonelleri ve hastalar ile olan iletişimi iyileştirebilir.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

- Kayhan A, Arıbal E. Meme kanseri taraması: neden yapıyoruz? ne zaman? değerlendirmede yaşanan sorunlar. *Türk Radiol Semin.* 2014; 2: 230-40. [CrossRef]
- Sung H, Ferlay J, Siegel RL, Laversanne M, Soerjomataram I, Jemal A, et al. Global cancer statistics 2020: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA Cancer J Clin.* 2021; 71: 209-49. [CrossRef]
- Parkin DM, Fernández LM. Use of statistics to assess the global burden of breast cancer. *Breast J.* 2006; 12 (Suppl 1): S70-80. [CrossRef]
- Gelal F. Radyoloji fiziği. *Dünya Kitabevi.* 2023. [CrossRef]
- World Health Organization. Fact sheets: breast cancer. Geneva: WHO; 2021. [CrossRef]
- Çizmeli O, Arıbal E. Meme radyolojisi inceleme teknikleri. Ankara: Dünya Kitabevi; 2023. [CrossRef]

7. Dance DR, Christofides S, Maidment ADA, McLean ID, Ng KH. Diagnostic radiology physics. A handbook for teachers and students. *International Atomic Energy Agency. Vienna.* 2014. [\[CrossRef\]](#)
8. Worldwide implementation of digital mammography. IAEA Human Health Series No. 46. *International Atomic Energy Agency.* 2023. [\[CrossRef\]](#)
9. Duffy SW, Tabár L, Yen AM, Dean PB, Smith RA, Jonsson H, et al. Mammography screening reduces rates of advanced and fatal breast cancers: Results in 549,091 women. *Cancer.* 2020; 126: 2971-9. [\[CrossRef\]](#)
10. de Gelder R, Heijnsdijk EA, Fracheboud J, Draisma G, de Koning HJ. The effects of population-based mammography screening starting between age 40 and 50 in the presence of adjuvant systemic therapy. *Int J Cancer.* 2015; 137: 165-72. [\[CrossRef\]](#)
11. Myers ER, Moorman P, Gierisch JM, Havrilesky LJ, Grimm LJ, Ghatge S, et al. Benefits and Harms of Breast Cancer Screening: A Systematic Review. *JAMA.* 2015; 314: 1615-34. [\[CrossRef\]](#)
12. Tabár L, Dean PB, Chen TH, Yen AM, Chen SL, Fann JC, et al. The incidence of fatal breast cancer measures the increased effectiveness of therapy in women participating in mammography screening. *Cancer.* 2019; 125: 515-23. [\[CrossRef\]](#)
13. Ozcinar B, Aribal E, Cabioglu N, Gurdal SO, Varol G, Akyurt N, et al. Long-term outcomes of Türkiye's first population-based mammography screening program: a decade of breast cancer detection and survival analysis in Bahçeşehir. *BMC Womens Health.* 2025; 25: 5. [\[CrossRef\]](#)
14. Ahn S, Wooster M, Valente C, Moshier E, Meng R, Pisapati K, et al. Impact of screening mammography on treatment in women diagnosed with breast cancer. *Ann Surg Oncol.* 2018; 25: 2979-86. [\[CrossRef\]](#)
15. International Atomic Energy Agency (IAEA). Radiation protection and safety of radiation sources: international basic safety standards. *International Atomic Energy Agency.* 2014. [\[CrossRef\]](#)
16. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP.* 2007; 37: 1-332. [\[CrossRef\]](#)
17. International Atomic Energy Agency. Quality assurance programme for digital mammography. IAEA human health series no. 17. *International Atomic Energy Agency.* 2011. [\[CrossRef\]](#)
18. Poggi C. Breast imaging techniques for radiographers. *Springer Nature.* 2022. [\[CrossRef\]](#)
19. Seeram E. Dose optimization in digital radiography and computed tomography: an essential guide. First ed. Cham: *Springer Nature*; 2023. [\[CrossRef\]](#)
20. Uniyal S. Patient radiation exposure monitoring in medical imaging (IAEA Safety Report Series No. 112). *J Med Phys.* 2024; 49: 316-7. [\[CrossRef\]](#)
21. Samei E, Järvinen H, Kortensniemi M, Simantirakis G, Goh C, Wallace A, et al. Medical imaging dose optimisation from ground up: expert opinion of an international summit. *J Radiol Prot.* 2018; 38: 967-89. [\[CrossRef\]](#)
22. ICRP PUBLICATION 154. Optimisation of radiological protection in digital radiology techniques for medical imaging. *Ann ICRP.* 2023; 52: 11-145. [\[CrossRef\]](#)
23. Sechopoulos I. Mammography and digital breast tomosynthesis: technique. Switzerland AG: *Springer Nature*; 2022; 1-24. [\[CrossRef\]](#)
24. Pisano ED, Yaffe MJ. Digital mammography. *Radiology.* 2005; 234: 353-62. [\[CrossRef\]](#)
25. Samei E. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: technological and psychophysical considerations for digital mammographic displays. *Radiographics.* 2005; 25: 491-501. [\[CrossRef\]](#)
26. Bushong SC. Radiologic science for technologists. 12th ed. St. Louis: *Elsevier Mosby*; 2022. [\[CrossRef\]](#)
27. Choudhary S. Deterministic and stochastic effects of radiation. *Cancer Ther Oncol Int J.* 2018; 12: 2. [\[CrossRef\]](#)
28. Dance DR, Sechopoulos I. Dosimetry in X-ray-based breast imaging. *Phys Med Biol.* 2016; 61: R271-304. [\[CrossRef\]](#)
29. Sechopoulos I, Suryanarayanan S, Vedantham S, D'Orsi CJ, Karellas A. Radiation dose to organs and tissues from mammography: Monte Carlo and phantom study. *Radiology.* 2008; 246: 434-43. [\[CrossRef\]](#)
30. Sechopoulos I, Hendrick RE. Mammography and the risk of thyroid cancer. *AJR Am J Roentgenol.* 2012; 198: 705-7. [\[CrossRef\]](#)
31. Hendrick RE. Radiation doses and cancer risks from breast imaging studies. *Radiology.* 2010; 257: 246-53. [\[CrossRef\]](#)
32. Hendrick RE. Radiation doses and risks in breast screening. *J Breast Imaging.* 2020; 2: 188-200. [\[CrossRef\]](#)
33. Di Maria S, van Nijnatten TJA, Jeukens CRLPN, Vedantham S, Dietzel M, Vaz P. Understanding the risk of ionizing radiation in breast imaging: Concepts and quantities, clinical importance, and future directions. *Eur J Radiol.* 2024; 181: 111784. [\[CrossRef\]](#)
34. National Research Council of the National Academies. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII, phase 2-committee to assess health risks from exposure to low levels of ionizing radiation. Washington, DC: *National Academies Press*; 2006. [\[CrossRef\]](#)
35. Miglioretti DL, Lange J, van den Broek JJ, Lee CI, van Ravestein NT, Ritley D, et al. Radiation-induced breast cancer incidence and mortality from digital mammography screening: a modeling study. *Ann Intern Med.* 2016; 164: 205-14. [\[CrossRef\]](#)
36. Yala A, Mikhael PG, Lehman C, Lin G, Strand F, Wan YL, et al. Optimizing risk-based breast cancer screening policies with reinforcement learning. *Nat Med.* 2022; 28: 136-43. [\[CrossRef\]](#)
37. Di Maria S, Vedantham S, Vaz P. X-ray dosimetry in breast cancer screening: 2D and 3D mammography. *Eur J Radiol.* 2022; 151: 110278. [\[CrossRef\]](#)
38. Di Maria S, Vedantham S, Vaz P. Breast dosimetry in alternative X-ray-based imaging modalities used in current clinical practices. *Eur J Radiol.* 2022; 155: 110509. [\[CrossRef\]](#)
39. Brown M, Covington MF. Comparative benefit-to-radiation risk ratio of molecular breast imaging, two-dimensional full-field digital mammography with and without tomosynthesis, and synthetic mammography with tomosynthesis. *Radiol Imaging Cancer.* 2019; 1: e190005. [\[CrossRef\]](#)
40. Svahn TM, Houssami N, Sechopoulos I, Mattsson S. Review of radiation dose estimates in digital breast tomosynthesis relative to those in two-view full-field digital mammography. *Breast.* 2015; 24: 93-9. [\[CrossRef\]](#)
41. Fusco R, Raiano N, Raiano C, Maio F, Vallone P, Mattace Raso M, et al. Evaluation of average glandular dose and investigation of the relationship with compressed breast thickness in dual energy contrast enhanced digital mammography and digital breast tomosynthesis. *Eur J Radiol.* 2020; 126: 108912. [\[CrossRef\]](#)
42. Gennaro G, Cozzi A, Schiaffino S, Sardanelli F, Caumo F. Radiation Dose of dose of contrast-enhanced mammography: a two-center prospective comparison. *Cancers (Basel).* 2022; 14: 1774. [\[CrossRef\]](#)

1. Hastanın radyasyondan korunmasında optimizasyon ilkesi ile ilgili hangisi doğrudur?

- a. Optimizasyon, uygunluk kriterlerini ifade etmektedir.
- b. Tıbbi işlemlerde, hastalar için belirli bir doz limiti bulunmadığından, hasta dozuna yönelik değerlendirme ve yönetim gerekli değildir.
- c. Tanısal referans düzeyleri (DRL) optimizasyon için araçtır.
- d. X-ışını ekipmanının tasarımının ve kullanımının optimize edilmesi gerekmez.
- e. Minimal radyasyon dozu hedeflenirken görüntü kalitesinin gözetilmesi gerekmez.

2. Aşağıdakilerden hangisi mamografide görüntü kalitesi için önemli unsurlar arasında yer almaz?

- a. İyi eğitilmiş ve deneyimli personel.
- b. Modern ve iyi tasarlanmış ekipman.
- c. Uygun görüntüleme koşulları.
- d. Ekipmanın performansı ve kullanım şekli.
- e. Hasta memnuniyet anketleri.

3. Aşağıdakilerden hangisi dijital mamografide görüntü kalitesini etkilemez?

- a. Uzaysal çözünürlük ve bulanıklık.
- b. Gürültü.
- c. Kontrast çözünürlük.
- d. Hastanın klinik durumu hakkında yeterli bilginin bulunmaması.
- e. Dijital dedektör özellikleri.

4. Hangisi meme görüntülemeye teknik kalite kontrolünün faydaları arasında yer almaz?

- a. Doğru tanı için tutarlı ve yüksek kaliteli görüntülemeyi sağlar.
- b. Görüntüleme sistemleri arasındaki değişkenliği azaltır.
- c. Düzenleyici standartlara uyumu destekler.
- d. Görüntüleme sürelerini kısaltır.
- e. Radyasyon dozunu doğrulayarak hasta güvenliğini artırır.

5. Mamografide radyasyon riski ve doz belirteçleri ile ilgili hangisi doğrudur?

- a. Fibroglandüler dokulara verilen doz, memenin giriş yüzeyinden çıkış yüzeyine kadar benzerdir.
- b. IAK mamografide en yaygın kullanılan doz belirteçidir.
- c. MGD doğrudan ölçülebilen bir doz belirteçidir.
- d. EUREF protokolüne göre 4,5 cm kalınlığında PMMA fantom için sınır MGD 3,5 mGy'dir.
- e. DBT'de doz seviyeleri; FFDM ile kombine edildiğinde, sentetik görüntüler ile tek başına kullanılmasına kıyasla daha yüksektir.

Diyagnostik Referans Düzeyleri Nedir? Nasıl Hazırlanır?

What Are Diagnostic Reference Levels? How Are They Established?

İD Süleyman Filiz¹, İD Safiye Gürel²

¹Gazi Mustafa Kemal Mesleki ve Çevresel Hastalıklar Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Ankara, Türkiye

²Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

ÖZ

Diyagnostik referans düzeyleri (DRL), iyonlaştırıcı radyasyon içeren tanısal ve girişimsel işlemlerde, optimizasyon ve hastanın/ çalışanın radyasyon güvenliğini sağlamak amacıyla, optimizasyon süreçlerinde kullanılan öneri niteliğindeki ışınlama/doz belirteç değerleridir. Belirli sayıdaki hastaya ait doz belirteci değeri dağılımının %75'ine uyan değer, o işlem için DRL olarak tanımlanır. Radyografi, tanısal ve girişimsel floroskopi, mamografi ve bilgisayarlı tomografide cihaz teknolojisi ve doz ölçme yöntemine bağlı olarak değişen farklı DRL belirteçleri mevcuttur. DRL'nin belirlenmesi ve bu değerlerin kurumlarda optimizasyon süreci için uygulanmasının, düzenli zaman aralıklarında ve yeni görüntüleme teknolojilerinin veya inovasyonların oluşması sonrasında tekrarlanması önerilir. DRL oluşturma ve takip sürecinde, tek hedef hastaya uygulanan radyasyon dozunun optimizasyon ile düşürülmesi değildir. Optimizasyon sonucunda elde edilen görüntülerin tanısal kalitelerinin korunduğu da ortaya koyulmalıdır. DRL değerleri öncelikle, sık uygulanan radyolojik işlemlerde belirlenmelidir. Nadiren uygulanan görüntülemeler için DRL belirlenmesi hem pratik hem de gerekli değildir. DRL değerleri aşıldıklarında ise bir kötü tıp uygulamasını göstermedikleri gibi her hasta için bireysel olarak da aşılp aşılmadıkları araştırılmaz.

Anahtar Kelimeler: Diyagnostik referans düzeyleri, radyasyon dozu, radyasyondan korunma, radyografi, bilgisayarlı tomografi

ABSTRACT

Diagnostic reference levels (DRL) are recommended exposure/ dose indicator values used for optimization and to ensure patient/worker radiation safety in diagnostic and interventional procedures involving ionizing radiation. The value that fits 75% of the dose indicator value distribution for a certain number of patients is defined as the DRL for that procedure. There are different DRL indicators in radiography, diagnostic and interventional fluoroscopy, mammography and computed tomography, depending on the device technology and dose measurement method. It is recommended that the determination of DRL and the evaluation of these values for the optimization process be repeated at regular intervals and after the emergence of new imaging technologies or innovations in existing ones. The sole goal in the DRL creation and follow-up process is not to reduce the radiation dose applied to the patient. It should also be demonstrated that the diagnostic quality of the images obtained were protected as a result of the optimization is preserved. The DRL value should be determined primarily in frequently performed radiological procedures. Determining the DRL for rarely performed imaging is neither practical nor necessary. When DRL values are exceeded, they do not indicate malpractice and are not investigated individually for each patient.

Keywords: Diagnostic reference levels, radiation dosage, radiation protection, radiography, computed tomography

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Tipik doz, lokal diyagnostik referans düzeyleri (DRL), ulusal DRL ve bölgesel DRL'leri tanımlamak
- Her bir modalite için kullanılacak DRL belirteçlerini tanımlamak
- DRL değerlendirmesi için hasta popülasyonu grubunun seçiminde bilinmesi gereken kuralları tanımlamak
- DRL sürecinde optimizasyon ve görüntü kalitesi ilişkisini anlatmak



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Süleyman Filiz, Gazi Mustafa Kemal Mesleki ve Çevresel Hastalıklar Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Ankara, Türkiye

E-posta: suleymanfilizz@gmail.com **ORCID ID:** orcid.org/0000-0002-7934-6674

Geliş Tarihi/Received: 20.11.2024 **Kabul Tarihi/Accepted:** 04.02.2025 **Epub:** 28.02.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Filiz S, Gürel S. What are diagnostic reference levels? how are they established?. *Trd Sem.* 2025;13(1):99-106



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

GİRİŞ

X-ışınlarının 1895 yılındaki keşfinin ardından, bu yeni ve heyecan verici teknoloji tıp dünyasında kolayca benimsenmiş, kullanımı hızla yaygınlaşmıştır. Tıp bilimine çağ atlatan bu keşfin günümüzde herkesçe bilinen tehlikeleri, ilk birkaç dekar boyunca fark edilmemiş veya göz ardı edilmiştir. Erken dönemlerde kişisel koruyucu ekipmanlar, ranfonsatör, otomatik ışınlama kontrolü (AEC) ya da güçlü yüksek frekanslı jeneratörlerin henüz kullanılmamasına da bağlı olarak, uzamış ışınlama süreleri ile hastanın işlem sırasında aldığı radyasyon, cilt eritem dozu oluşturabilecek düzeylere çıkabilmiştir (yaklaşık 2 Gray). Hastalar ve radyoloji çalışanları, koruyucu önlemler olmadan uzun süreli ve yüksek dozlarda iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmış, bunun sonucunda cilt yanıkları ve kanser gibi olgularda artış görülmüştür. Bunun üzerine, 1920'li yılların başında iyonlaştırıcı radyasyona karşı ilk önlemler alınmaya başlanmıştır. 1928 yılında Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP) kurularak, radyasyon maruziyetini azaltacak tavsiyeler sunan ilk rehberleri yayınlamıştır [1]. Yirminci yüzyıl sonlarına doğru, özellikle bilgisayarlı tomografi'nin (BT) hayatımıza girmesiyle, işlem sırasında hastanın ve toplamda toplumun karşılaştığı radyasyon doz miktarı önemli ölçüde artmış ve optimizasyon ilkesi daha önemli hale gelmiştir. Nihayetinde 1996'da ilk kez "diagnostik referans düzeyi [diagnostic reference level (DRL)]" terimini tanıtan ICRP, son olarak 2017'de bugün uygulanan DRL yaklaşımlarını belirlemiştir [2, 3].

DIYAGNOSTİK REFERANS DÜZEYLERİ

En temel tanım olarak DRL değeri, iyonlaştırıcı radyasyon içeren işlemlerde, belirli sayıda hastadan elde edilen doz ölçüm sonuçları dağılımının %75'ine denk gelen değerdir. Yani bir grup sayıda, en küçükten en büyüğe sıralanan büyüklüklerin üst 3/4'üne uyan ölçüm değeridir. Bu doz ölçümlerine DRL kantitesi denir. DRL kantiteleri ölçüm yöntemleri ve cihazın ışınlama teknolojilerindeki farklar nedeniyle her modalite için kendine özgü ve farklı birimlerde gösterilmektedir (Tablo 1). Bu birimlere DRL belirteci adı verilir. Kolay elde edilebilir olmaları DRL belirteçlerinin en önemli özelliklerindedir. Uygulayıcıların doz verilerine kolayca ulaşabilmesi, dinamik olan bu süreci gerçekleştirmeleri için önemlidir. Bu nedenle,

Tablo 1. Modaliteler için kullanılacak DRL belirteçleri

Modalite	DRL belirteçleri
Radyografi	ESD ve DAP
Tanışal ve girişimsel floroskopi	ESD, DAP, skopi süresi
Mamografi	AGD
BT	CTDI _{vol} , DLP
BT, bilgisayarlı tomografi; DRL, diyagnostik referans düzeyleri; ESD, giriş yüzey dozu; DAP, doz alan ürünü; AGD, ortalama glandüler doz; CTDI _{vol} , bilgisayarlı tomografi doz indeksi-volum; DLP, doz-uzunluk çarpımı.	

hastanın biyolojik riskini daha doğru öngörebilecek, uygulanan radyasyon dozunu daha gerçekçi bir şekilde gösterebilecek absorbe edilen doku/organ dozları, eşdeğer/ekivalan doz veya efektif (etkin) doz gibi parametreler, ölçümleri ve hesaplanmalarının zor olması yanında hesaplanmalarındaki güçlükler ve yetersizlikler nedeniyle de uygun DRL belirteçleri değildir. Bunun tek istisnası, mamografide DRL hesaplamasında kullanılan ortalama glandüler doz [average glandular dose (AGD)] olup radyosensitif glandüler dokunun aldığı organ radyasyon dozunu ifade eder.

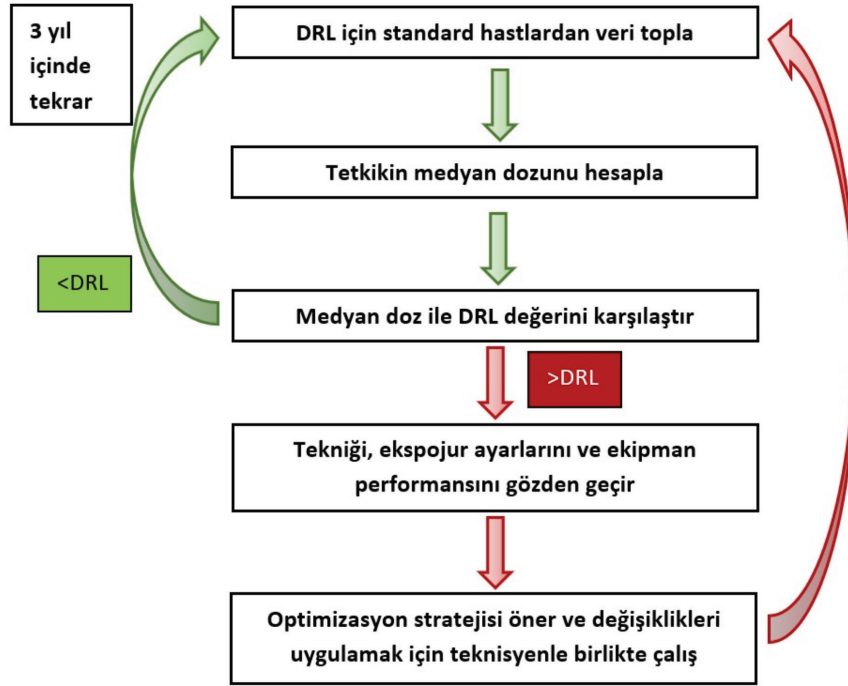
Diyagnostik referans düzeyleri olarak belirlenen kantiteler, iyonlaştırıcı ışınlama içeren radyolojik işlemlerin optimizasyonunda rehber olarak kullanılır. **Kullanıcılar, mevcut DRL verileri ile modalitelerinden topladıkları kendi uygulamalarına ait değerleri karşılaştırarak, hastaya verilen radyasyon dozlarında optimizasyon gereksinimini belirlemeye çalışırlar. Optimizasyon, bu kitabın diğer bölümlerinde farklı modaliteler için ayrıntılı şekilde anlatılmaktadır. Optimizasyon, belirlenen modalite ve radyolojik işlemde, araştırılan klinik soru için tanısal olabilecek en düşük dozun hastaya uygulanmasını sağlayacak çekim parametrelerinin belirlenmesi ve kullanılması anlamındadır. DRL'lerin belli aralıklarla (3-5 yıl) veya yeni bir teknoloji kullanılmaya başlandığında güncellenmesi gerekir. Bu döngüsel dinamik işleyişe DRL süreci denir (Resim 1).**

Diyagnostik referans düzeyleri, doz bilgilerinin elde edildiği hasta popülasyonun büyüklüğüne göre dört farklı kategoride incelenebilir:

- Tipik doz bir ya da birkaç klinik veya cihazın doz verileri ile
- Lokal DRL en az 10 klinik veya cihazın doz verileri ile
- Ulusal DRL ulusal çapta çok sayıda kliniğin doz verileri ile
- Bölgesel DRL bir grup ülkenin doz verileri ile hazırlanır.

Pratikte tipik dozlar, radyoloji servisleri/klinikleri tarafından belirlenmeli; lokal, ulusal ve bölgesel DRL'ler ise uygun şekilde yetkilendirilmiş otoriteler tarafından, ilgili alandaki verilerden toplanmalı ve hesaplama sonuçları yayınlanmalıdır. Klinik ve hastaneler, tipik dozlarını, diğer geniş ölçekli DRL kantiteleri ile karşılaştırarak optimizasyon süreçlerini yürütür. Tipik dozlar, mevcut cihaz(lar) için hastanede toplanan verinin ortanca değeri olarak belirlenir ve daha geniş alanlarda toplanan DRL'lerdeki %75 değerleri ile karşılaştırılır.

Bir radyoloğun bir BT cihazındaki tek fazlı kontrastsız beyin BT protokolü için hastanesindeki BT cihazına ait tipik doz değerlerini bulmak istediğini ve bunun için otuz beş hastanın doz verisini kullandığını düşünelim. BT doz indeksi-volum [computed tomography dose index volume-(CTDI_{vol})] ve doz-uzunluk çarpımı [dose-length product-(DLP)] için elde ettiği verileri kendi içlerinde küçükten büyüğe sıraladığında on



Resim 1. ICRP'nin önerdiği DRL optimizasyon döngüsü [3].

ICRP, Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu; DRL, diyagnostik referans düzeyleri.

sekizinci sıradaki (ortanca/medyan) kantite, bu inceleme için tipik doz değeri olacaktır [örneğin sırasıyla 38 miligray (mGy) ve 620 mGy.cm olsun]. Bir sonraki adımda elde ettiği bu tipik doz değerlerini o ülke için yetkili otorite tarafından (örneğin Sağlık Bakanlığı) yayınlanmış mevcut DRL'lerle karşılaştırması gerekir. Tek fazlı kontrastsız beyin BT protokolü için yayınlanmış DRL'nin (ülkedeki diğer cihazlardan toplanan verilerinde %75'e denk gelen değerlerinin) CTDI_{vol} için 48 mGy, DLP için 810 mGy.cm olarak bildirildiğini düşünelim. Bu durumda hastanenin tipik doz değerleri, beklenen düzeydedir. Uygulayıcı, bu işlemi her yıl veya birkaç yıl arayla tekrarlayarak, uyguladığı protokolün ulusal DRL ile uyumunu kontrol eder. **Resim 2'**de DRL'lerin nasıl hesaplanacağı, **Resim 3'**te ise hastanelerin kendi cihazlarına ait doz verilerini DRL'lerle nasıl karşılaştıracığı şematik olarak anlatılmıştır.

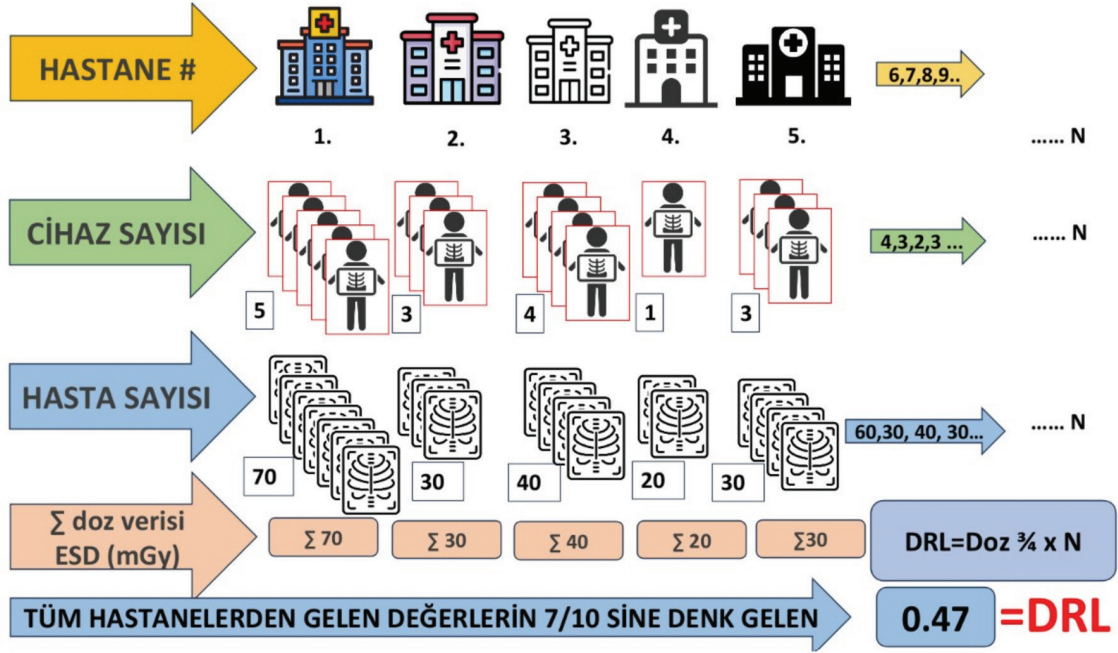
Diyagnostik referans düzeyleri ile kurumsal olarak elde edilen tipik dozların karşılaştırılmasında elde bulunan cihazın sahip olduğu teknolojik alt yapı da önemlidir. Örneğin BT'de Z yönündeki dedektör sıra sayısı arttıkça, buna uygun protokollerde daha kısa sürede daha çok alan taranabileceği için hastanın maruz kaldığı doz miktarı da düşebilir. Ayrıca iteratif rekonstrüksiyon veya yapay zeka uygulamaları gibi değişik görüntü işleme tekniklerinin kullanımı, daha düşük dozlarda da kaliteli görüntü elde edilmesini

sağlayabileceğinden bu tekniklerin mevcut olduğu cihazlardaki doz değerleri mevcut DRL'lerden önemli ölçüde düşük olabilir. Burada önemli olan düşük dozlarda da yeterli tanısal kalitede görüntünün elde edilip edilmediğidir. Kullanıcıların kendi cihaz teknolojilerini tanımaları, tipik doz değerlerini mevcut DRL'lerle karşılaştırırken bu etkenlerden kaynaklanan doz kantitelerindeki değişimlere dikkat etmeleri gerekmektedir.

DIYAGNOSTİK REFERANS DÜZEYİNDE HASTA SEÇİMİNDE ÖNEMLİ FAKTÖRLER

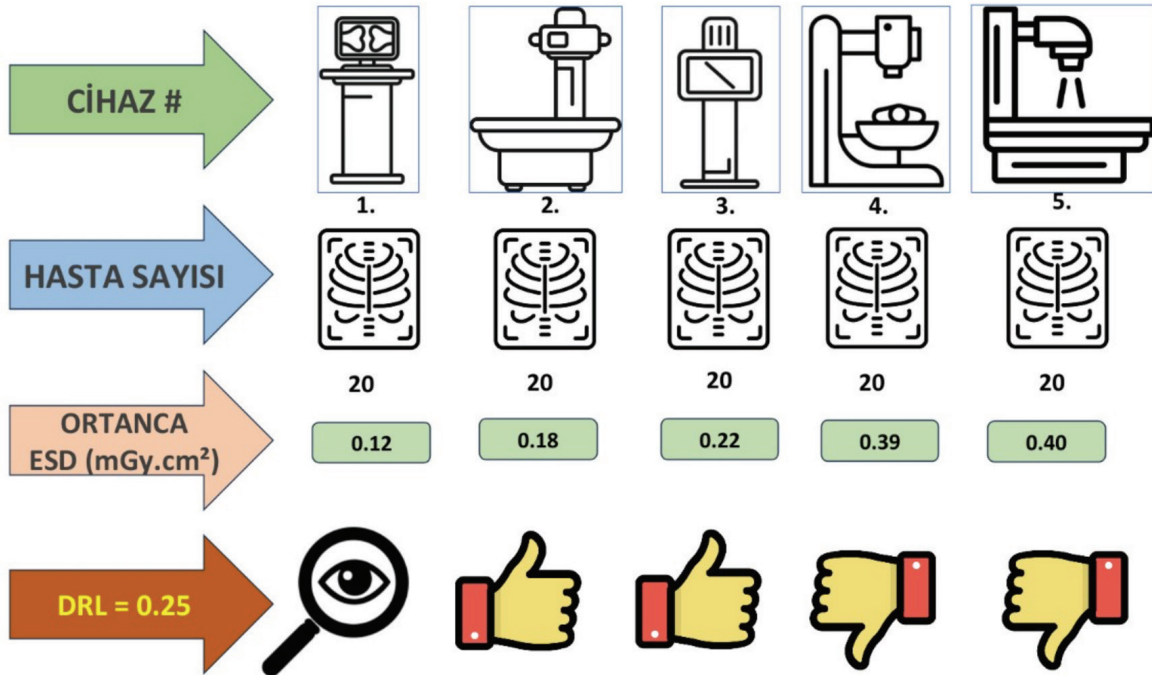
a. Hasta boyutları

Hasta boyutu, DRL çalışmaları için önemli bir faktördür. Özellikle de tipik doz belirleme çalışması gibi görece daha az sayıda hastanın bilgisinin var olduğu durumlarda, hasta boyutlarının standartların çok altında veya üstünde olması doz değerlerini önemli ölçüde değiştireceğinden, elde edilecek medyan (ortanca) değerde sapmalara neden olabilir. Uygulanan protokollerde, hastanın boyutuna göre ışınlamayı değiştiren AEC, tüp akım modülasyonu gibi sistemlerin kullanıldığı durumlarda, hasta boyutlarına bağlı doz değerlerindeki farklılık daha da belirginleşebilir. Sabit ışınlama parametreleri kullanılan durumlarda ise küçük ve iri hastalar arasında görüntü kalitesinde farklar oluşabileceği hatırlanmalıdır. Bunu önlemek için örneklenen hastaların mümkün olduğunca standart



Resim 2. Tüm hastanelerdeki farklı sayıdaki cihazdan toplanan verilerin tamamı bir havuza toplanır. Bu veri küçükten büyüğe sıralandıktan sonra 7/10'una denk gelen değer DRL olarak kabul edilir.

ESD, giriş yüzey dozu; mGy, miligray; DRL, diyagnostik referans düzeyleri.



Resim 3. Her hastane kendi cihazlarını DRL ile karşılaştırmak için; her bir cihazdan topladığı yeterli sayıda verinin her cihaz için ayrı ayrı hesaplanan ortancasını, ilan edilen DRL ile karşılaştırır. DRL'nin altında kalan ortalama değerlere sahip cihazların performansı yeterli olarak kabul edilir. DRL'den yüksek olanlar ve belirgin derecede düşük olanlar için sonucu oluşturabilecek nedenler araştırılır.

ESD, giriş yüzey dozu; mGy, miligray; DRL, diyagnostik referans düzeyleri.

boyutlara yakın olanları seçilmelidir. Standart hasta boyutları kadınlarda 160 cm boy ve 60 kg±10 kg ağırlık, erkekler için 170 cm boy ve 70±10 kg ağırlık olarak önerilmiştir. Ancak bugün vücut kitle indekslerindeki belirgin artış, standart hastaların bulunup verilerinin toplanmasını daha da zorlaştırmaktadır. Bu durumun göz önünde bulundurulması ve uygulayıcıların kendi bölgelerine uygun standart hasta boyutlarını kullanması sağlanabilir. Hastaların boyut bilgilerine sahip olunmadığı durumlarda, örneklem sayısını arttırmak bu durumun doz değerlerindeki standart sapmaya etkisini azaltabilir. Eğer 2 milyon hastanın belirteç değeri kullanılıyorsa, hasta boyutu farkları tamamen göz ardı edilebilir. Çocuk hastalar için ise durum farklıdır. Pediatrik hastalarda, yaş veya vücut ağırlığı gruplarına göre DRL hesaplanması gerekmektedir.

b. Hasta sayısı

Diyagnostik referans düzeyi hesaplanacak hasta sayısı, modalitelere bağlı olarak değişiklik gösterir. Önerilen, bir radyografi cihazındaki tek bir protokol için standardı temsil eden en az 20 hastanın verisinin toplanmasıdır. Bu sayı BT ve floroskopi için en az 30, mamografi için en az 50 olarak belirtilmiştir [3]. Hasta sayısı arttıkça elde edilen medyan doz değeri, örneklemi temsil edecek gerçek değerlere daha da yakın olacaktır.

DIYAGNOSTİK REFERANS DÜZEYLERİ BELİRTEÇLERİ VE MODALİTE BAZLI KULLANIMI

1. Radyografi ve Floroskopi

Kullanılan DRL belirteçleri doz alan ürünü [dose area product (DAP)] ve giriş yüzey dozu [entrance surface dose (ESD)]'dur. Hava Kerma, iyonlaştırıcı radyasyon kaynağından çıkan ışınların havaya aktardığı enerji miktarının ifadesidir. Birimi mGy'dir. Bu değer ışınlanan alanın genişliği ile çarpımı DAP değerini verir ve birimi hem radyografi hem floroskopi için mGy.cm²'dir. Bu değer X-ışınının konverjans/dağılma özelliği nedeniyle hasta ile tüp arasındaki uzaklıktan etkilenmez. DAP yalnızca cihazdan çıkan ve henüz hastaya ulaşmamış olan radyasyonun göstergesi olup, hastadan geri saçılan radyasyon da (back scatter) hesaba katılmaz. ESD ise iyonlaştırıcı radyasyonun hastanın cildiyle ilk temas ettiği noktadaki doz absorpsiyon değeri olup geri saçılmalar da dikkate alınır. Birimi radyografi için mGy, floroskopi için mGy/dakika'dır.

Modern dijital radyografi ve floroskopi cihazlarının çoğunda DAP değeri cihazın tüp çıkışında yerleştirilmiş DAP metreler ile ölçülüp kontrol masasındaki monitörde anlık olarak görüntülenebilmektedir. Bu değer, radyolojik işlem sırasında kullanılan X-ışını parametrelerine (kV, mA, pozlama süresi vb.) bağlı olarak monitörde sürekli güncellenir. Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (DICOM) standardını destekleyen cihazlarda, yapılandırılmış doz raporu olarak, ilgili radyolojik

görüntü ile beraber saklanabilir ve doz takip sistemleri yardımı ile de toplanabilir. DAP metre ölçüm cihazının kalibrasyonu, ölçümlerin sağlıklı olması için mutlaka periyodik olarak yapılmalıdır.

Girişyüzey dozu değeri ise doğrudan ya da dolaylı yöntemlerle elde edilebilir. Doğrudan ölçüm, hastanın cildine termoluminesans dozimetre veya benzeri dozimetreler yerleştirilerek yapılabilir. Ancak bu yöntemin uygulanması zor, zaman alıcı ve maliyetlidir. Günümüzde büyük ölçüde terk edilmiştir. Dolaylı ölçüm ise cihaz doz parametreleri ile matematiksel hesaplama yöntemleri kullanılarak veya fantom modellemeleriyle yapılabilir. Matematiksel hesaplama yöntemi uygulaması en pratik olan yöntemdir. ESD hesaplaması için farklı matematiksel formüller mevcuttur [4]. Ancak burada da ışınlama parametrelerinin işlem sırasında kaydedilmesi veya dijital cihazlarda işleme ait DICOM verisinden elde edilmesi gerekir.

2. Mamografi

Hastalar arasında meme glandüleritesi ve kompresyon ile değişen doku kalınlıklarının büyük farklılık gösterebilmesi nedeniyle, cihaz tarafından otomatik olarak kontrol edilen ışınlama parametrelerine bağlı olarak, meme dokusunun maruz kaldığı radyasyon dozu da farklılıklar gösterebilir. Bu nedenle mamografide kurumsal tipik doz belirleme sürecine o cihazdan hizmet alan değişik hasta profillerinin dahil olabilmesi için en az 50 hastanın verisinin toplanması gereklidir. **Mamografide kullanılan DRL belirteci AGD olup, matematiksel formüllerle hesaplanabilir veya bazı modern cihazlarda DICOM formatında otomatik olarak verilebilir.** Glandüler doku, memedeki en radyasyona duyarlı doku olduğundan, mamografide tercih edilen DRL belirteci AGD'dir. AGD hesaplamada kullanılan birden fazla formül vardır [5]. Bu formüllerde kullanılan ortak bir çarpan olan incident air kerma (IAK), X-ışını demetinin havada belirli bir noktada bıraktığı enerjidir. Birimi mGy'dir. X-ışını cilde ulaşmadan hemen önceki noktadan ölçülür. IAK, glandülerite doku faktörü (g), kompresyon faktörü (c) ve spektral kalite faktörü'nün (s) çarpımıyla AGD elde edilir (AGD=IAK×g×c×s). Mamografide kullanılan DRL kantiteleri, sağ ve sol meme, kraniokaudal ve mediolateral görüntüler için ve komprese edilmiş meme dokusunun kalınlığına göre ayrı ayrı hesaplanmalıdır [6]. Dijital tomosentez gibi görece yeni teknolojiler katmanlı bir görüntü bilgisi sağladığından, glandüler doz miktarlarının artmasına neden olur. Bu nedenle tomosentez için de, mamografide kullanılan yöntem ile ancak farklı DRL kantiteleri oluşturulmalıdır.

3. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografide kullanılacak DRL kantiteleri CTDI_{vol} ve DLP'dir. CTDI_{vol} incelemede kafa ve gövde kalınlığının temsil edildiği kabul edilerek, hastaya verilecek ışınlamanın önceden hesaplandığı fantom boyutlarına (16 cm ve 32 cm) özgü bir doz

indeksidir. BT çekimi yapılan hasta boyutları dikkate alınmadan, belirli ışınlama parametrelerine göre, işlem öncesinde belirlenen bir değerdir. BT tüpünün hasta etrafındaki 360 derecelik tek dönüşünde verdiği toplam radyasyonu temsil eder. Birimi mGy'dir. DLP ise $CTDI_{vol}$ değeri ile tarama uzunluğunun çarpımıdır. Birimi mGy.cm'dir. Her iki kantite de, cihazın her çekim sonunda otomatik olarak verdiği doz raporunda genellikle yer almaktadır. Bu doz raporu tamamlanan çekimden sonra, cihaz tarafından DICOM formatında oluşturularak görüntü arşivleme ve iletişim sistemi'nde arşivlenir. Doz raporunda verilen doz bilgileri, farklı BT üretici firmalara göre değişiklik gösterebilir. Eğer çekim birden çok faz/evre içeriyorsa veya aynı anda birden fazla anatomik bölge tarandıysa, doz raporunda her bir taramaya ait doz bilgilerini içeren bir satır ve en sonda ise tüm çekime ait toplam ışınlama/ekspozur bilgisi (genellikle total DLP olarak) değeri verilir.

KLINİK ENDİKASYONA BAĞLI DİYAGNOSTİK REFERANS DÜZEYLERİ

Diyagnostik referans düzeylerin klinik endikasyonlara göre de oluşturulabileceğine yönelik yaklaşımdan ICRP'nin 135 no'lu raporunda bahsedilmiştir [3]. Başlangıçta oluşturulan ve pek çok ülkede hala kullanılan DRL'lerin büyük bölümü yalnızca anatomik bölgeler temel alınarak oluşturulmuştur. Ancak bu anatomik yaklaşımın da bazı sınırlılıkları vardır. Çünkü günlük pratikte, aynı anatomik bölge farklı klinik endikasyonlar için görüntüleniyor olabilir. Örneğin, böbrek taşı ön tanısı ile genellikle kontrastsız tek fazlı ve sabit düşük miliamper değeri içeren abdominopelvik BT çekilirken, solid böbrek tümörü ön tanısı olan bir hastada üst abdomene yönelik intravenöz kontrast öncesi ve sonrası çekilen dinamik çok fazlı BT protokolü seçilmelidir. Bu örnekte, kullanılan protokollerdeki fark, yalnızca uygulanan faz sayısı değildir. Özellikle böbrek taşı için çekilen BT'lerde daha düşük ışınlama (ekspozur) parametreleri ile de üriner sistem taşlarının yeterli duyarlılık ve özgüllükte görüntülenebileceği görülmüştür. Böbrek taşlarının tanısı için düşük dozlu BT çekimleri bu nedenle önerilmektedir (<3 mSv etkin doz veya <200 mGy.cm DLP) [7]. Avrupa Radyoloji Topluluğu, bir çalışmada belirlenen 10 farklı ve yaygın görülen BT çekim endikasyonunda (kronik sinüzit, inme, servikal omurga travması, koroner kalsiyum skorlaması, koroner BT anjiyografi, akciğer kanseri, pulmoner emboli, hepatoselüler karsinom, kolik/abdominal ağrı ve apandisit) DRL değerlerini belirlemek için 7 ülkeden toplam 3,7 milyon BT çekimine ait doz verileri toplamıştır. Çalışma, Amerika Birleşik Devletleri'ndeki DRL değerlerinin bu 10 endikasyondan 9'unda Avrupa'daki DRL değerlerinden önemli ölçüde (2-3 katı) daha yüksek olduğunu göstermiştir (Tablo 2). Ülkeler arasındaki bu farklılığın esas nedeninin kullanılan protokol parametrelerindeki değişiklikler olduğu anlaşılmıştır [8]. Literatürde klinik endikasyona dayalı farklı DRL çalışmaları mevcuttur [9, 10]. Türkiye'de ise yayınlanmış az sayıda DRL ve tipik doz verisi nadiren klinik endikasyon bilgisi içermektedir [11-15].

PEDİATRİK HASTALARDA DİYAGNOSTİK REFERANS DÜZEYLERİ

Çocuklarda DRL değerlerinin belirlenmesi, pediatrik hastaların geniş boyut aralığı nedeniyle daha zor bir süreçtir (hasta prematür bir yenidoğan veya obez bir ergen olabilir). Bu nedenle erişkinlerdeki standart boyutlarda hastalardan bilgi toplama önerisi, pediatrik hasta gruplarında kullanılamaz. Bunun yerine, çocuklarda yaş veya ağırlığa göre gruplar seçilmelidir. DRL değerlendirmelerinin büyük çoğunluğunda ağırlık, yaştan daha çok önerilen bir gruplandırma yöntemidir. Bunun istisnası, baş bölgesine ait doz verilerinde yaş gruplandırmasının önerilmesidir. Ağırlığa göre sınıflamada 5, 15, 30, 50 ve 80 kg aralıkları, yaşa göre sınıflamada 0, 1, 5, 10 ve 15 yaş aralıkları temel alınarak gruplandırma yapılabilir [11, 16].

DİYAGNOSTİK REFERANS DÜZEYLERİ İÇİN DİKKAT EDİLECEK NOKTALAR

Diyagnostik referans düzeyleri iyonlaştırıcı radyasyon içeren tıbbi prosedürlere karşı hastanın güvenliğini ve süreç optimizasyonunu sağlayan tavsiye niteliğinde araçlardır; aşılması gereken kesin doz sınırları değildir. Radyasyon güvenliği amacıyla radyasyon çalışanları tarafından kullanılan yıllık doz sınırları kavramı ile karıştırılmamalıdır. Ayrıca DRL'ler her hastanın yapılan görüntülemeye aldığı doz değerlerinin tek tek karşılaştırılmasında da yani bireysel olarak kullanılmazlar. Çünkü her hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu, hastaya (boy, kilo) veya çekim sırasında seçilen veya cihazın otomatik uyguladığı parametre değişikliklerine bağlı faktörlerle büyük değişkenlik gösterebilir. Yani DRL'ler, tek bir hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun yüksek ya da düşük olduğunu anlamak için kullanılamazlar. Yapılması gereken, bu konuda görevli radyoloji çalışanlarının belli aralıklarla, kendi kliniklerinde, standart boyutlardaki belli sayıda hastaya uyguladıkları doz belirteçlerini kontrol ederek, elde ettikleri doz dağılımlarının medyan değerini, var olan DRL değerleri ile karşılaştırmasıdır. Eğer medyan doz değerleri DRL değerlerinden yüksek bulunursa hızlıca optimizasyon işlemleri uygulanmalıdır. Doz değerlerinin yüksek olması birden çok nedene bağlı olabilir. Bu nedenlerden en önemlileri; çekim protokolünün parametreleri (yüksek miliamper veya tarama süresi seçilmesi, daha uzun vücut bölgesinin taranması vb.), BT cihazının performansı ve teknisyenin dikkat-bilgi-becerisi (doğru protokol, doğru tarama alanı, tarama uzunluğu vb.) olarak sayılabilir. Her bir faktör, seçilen örneklemdeki her hasta için gözden geçirilip hatalı olabilecek parametre belirlenmeli ve gerekli optimizasyonu sağlanmalıdır. Bunu aksine, tipik doz değerleri DRL değerlerinin çok altında özellikle %25'ten daha düşük ise, görüntülerin tanısallık kalitesi hakkında endişelenilmelidir. Görüntü kalitesi mutlaka değerlendirilmeli, radyasyon dozlarını düşürmek için görüntü kalitesinden

Tablo 2. Yaygın 10 klinik endikasyonda ABD ve Avrupa'da DRL (75 persantil) değerleri [7]

Endikasyon	ABD		Avrupa	
	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
Kronik sinüzit	26,9	446	37,5	707
İnme	56,2	1072	42,6	829
Servikal travma	24,1	609	13,6	358
Akciğer kanseri	11,9	478	5,3	215
Koroner kalsiyum skoru	8,0	125	1,9	43
Koroner BTA	26,5	914	9,6	435
Pulmoner emboli	14,9	594	5,5	206
HCC	12,5	1773	7,7	769
Kolik ağrı	12,6	645	9,5	495
Apandisit	14,5	880	11,9	625

CTDI_{vol}, bilgisayarlı tomografi doz indeksi-volüm; DLP, doz-uzunluk çarpımı; mGy, miligray; BTA, bilgisayarlı tomografi anjiyografi; HCC, hepatosellüler karsinom.

vazgeçilmemelidir. Özellikle yanlış protokol dizaynı, yanlış protokol ve hasta boyutunun seçilmesi, daha eski teknolojiler ile çalışma, acil ve pediatrik servislerin kullanımındaki hasta dozu kaygıları, protokol parametrelerinin düşük seçilmesine neden olabilir. Buradan da anlaşılacağı gibi DRL'lerde amaç, yalnızca iyonlaştırıcı radyasyon dozunun azaltılması değil, görüntü kalitesini olumsuz etkilemeden dozları optimize etmeye çalışmaktır. Gereğinden düşük uygulanan radyasyon görüntünün tanılabilir kalitesini, özellikle artan gürültü nedeniyle bozabilir. Hastaya bu durumda belki de tekrar çekim gerekebileceğinden toplam/kümülatif dozu arttırılabileceği unutulmamalıdır. Tanılabilir kalitenin azalmasına bağlı olarak radyolojik görüntüde patolojinin görülememesi riski olabileceği mutlaka hatırlanmalıdır.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazarlar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

1. International Commission on Radiological Protection (ICRP). International recommendations for X-ray and radium protection: Stockholm 1929. *Ann ICRP*. 1959;OS1:62-73. [CrossRef]
2. Harding K, Thomson WH. Radiological protection and safety in medicine-ICRP 73. *Eur J Nucl Med*. 1997; 24: 1207-9. [CrossRef]
3. Vañó E, Miller D, Martin C, Rehani M, Kang K, Rosenstein M, et al. ICRP Publication 135: diagnostic reference levels in medical imaging. *Ann ICRP*. 2017; 46: 1-144. [CrossRef]
4. Akhdar HF. Assessment of entrance skin dose and effective dose of some routine x-ray examinations using calculation technique. *King Saud University*. 2007. [CrossRef]
5. Suleiman ME, Brennan PC, McEntee MF. Mean glandular dose in digital mammography: a dose calculation method comparison. *J Med Imaging (Bellingham)*. 2017; 4: 13502. [CrossRef]
6. Parmaksız A, Ataç GK, Bulur E, İnal T, Aslıhan A. Average glandular doses and national diagnostic reference levels in mammography examinations in Turkey. *Radiat Prot Dosimetry*. 2020; 190: 100-7. [CrossRef]
7. Weisenthal K, Karthik P, Shaw M, Sengupta D, Bhargavan-Chatfield M, Burleson J, et al. Evaluation of kidney stones with reduced-radiation dose CT: progress from 2011-2012 to 2015-2016-not there yet. *Radiology*. 2018; 286: 581-9. [CrossRef]
8. Bos D, Yu S, Luong J, Chu P, Wang Y, Einstein AJ, et al. Diagnostic reference levels and median doses for common clinical indications of CT: findings from an international registry. *Eur Radiol*. 2022; 32: 1971-82. [CrossRef]
9. Järvinen H, Seuri R, Kortensniemi M, Lajunen A, Hallinen E, Savikurki-Heikkilä P, et al. Indication-based national diagnostic reference levels for paediatric CT: a new approach with proposed values. *Radiat Prot Dosimetry*. 2015; 165: 86-90. [CrossRef]
10. Brat H, Zanca F, Montandon S, Racine D, Rizk B, Meicher E, et al. Local clinical diagnostic reference levels for chest and abdomen CT examinations in adults as a function of body mass index and clinical indication: a prospective multicenter study. *Eur Radiol*. 2019; 29: 6794-804. [CrossRef]
11. Ataç GK, Parmaksız A, İnal T, Bulur E, Bulurlu F, Öncü T, et al. Patient doses from CT examinations in Turkey. *Diagn Interv Radiol*. 2015; 21: 428-34. [CrossRef]
12. Yurt A, Özsoykal İ, Kandemir R, Ada E. Local study of diagnostic reference levels for computed tomography examinations of adult patients in İzmir, Turkey. *Radiat Prot Dosimetry*. 2020; 190: 446-51. [CrossRef]
13. Atı E, Uyanık SA, Ögürlü U, Çevik Cenkeri H, Yılmaz B, Gümüş B. Radiation doses from head, neck, chest and abdominal CT examinations: an institutional dose report. *Diagn Interv Radiol*. 2021; 27: 147-51. [CrossRef]
14. Kahraman G, Haberal KM, Ağildere AM. Establishment of local diagnostic reference levels for computed tomography with cloud-based automated dose-tracking software in Türkiye. *Diagn Interv Radiol*. 2024; 30: 205-11. [CrossRef]
15. Filiz S, Gürel S, Gürel K. Institutional clinical indication-based typical dose values of multiphasic abdominopelvic computed tomography examinations. *Diagn Interv Radiol*. 2024. [CrossRef]
16. Kanal KM, Butler PF, Chatfield MB, Wells J, Samei E, Simanowith M, et al. U.S. Diagnostic reference levels and achievable doses for 10 pediatric CT examinations. *Radiology*. 2022; 302: 164-74. [CrossRef]

1. Hangisi BT’de kullanılan DRL belirteçlerinden biridir?

- a. ESD
- b. AGD
- c. DAP
- d. DLP
- e. IAK

2. DRL için hangisi doğrudur?

- a. Ulusal düzeyde toplanan doz verilerinin 50. persantil değeridir.
- b. Doz azaltımı en önemli amaç olup, görüntü kalitesi gözardı edilebilir.
- c. DRL’ler her radyasyon uygulamacısının uyması gereken doz sınırlarıdır.
- d. Tipik doz değeri için doz dağılımının 75.persantil değeri kullanılır.
- e. DRL’ler bir öneri niteliğinde olup, bireysel hasta bazlı kullanılmazlar.

3. Mamografide DRL için hangisi yanlıştır?

- a. Ortalama glandüler doz en önemli DRL belirtecidir.
- b. Ortalama glandüler doz, sağ-sol MLO ve CC değerlerinin toplamıdır.
- c. Meme dokusunun kompresyon miktarı doz ölçümünde önemlidir.
- d. En az 50 hastanın verisi kullanılmalıdır.
- e. ESD değerleri, mamografide PA akciğer grafisinden daha yüksektir.

4. Değerlendirilen hasta sayısına bağlı olarak DRL değerleriyle ilgili aşağıdakilerden hangi seçenek doğrudur?

- a. Tipik doz, tek bir hastanın işlem sırasında aldığı etkin doz miktarıdır.
- b. Lokal DRL’ler birkaç komşu ülkenin verilerinden elde edilir.
- c. Ulusal DRL, bölgesel DRL’den daha kapsamlı bir DRL değeridir.
- d. Bölgesel DRL’ler bir ülkedeki en az 10 hastaneden elde edilen verilerle oluşturulur.
- e. Çok fazla hasta verisinin kullanılması, boy ve kilo kaynaklı hataları azaltır.

5. Pediatrik DRL’lerle ilgili hangisi yanlıştır?

- a. Pediatrik hastalar radyasyona karşı daha duyarlı olduğundan, DRL hesaplanmasında 50 persantil değerinin kullanımı daha uygundur.
- b. Yaş ve ağırlığa göre gruplandırılarak DRL hesaplanmalıdır.
- c. Vücut ağırlığına göre gruplandırma daha çok tercih edilir.
- d. Erişkin DRL ölçümünden daha zordur.
- e. Kullanılan DRL belirteçleri erişkinlerle aynıdır.

Pediyatrik ve Gebe Hastada Radyasyondan Korunma

Radiation Protection in Children and Pregnant Women

✉ Derya Bako, ✉ Meltem Ceyhan Bilgici

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi, Pediyatrik Radyoloji Bilim Dalı, Samsun, Türkiye

ÖZ

Görüntüleme teknolojisindeki yenilikler ve uygulamalar her ne kadar görüntüleme işlemleri kaynaklı radyasyon dozunu azaltsa da sıfırlamaktan çok uzaktır. Radyasyona en duyarlı gruplar olan çocuklar ve gebelerin gereksiz radyasyon maruziyetinden korunması sadece teknik sıkıntıları azaltmaya yönelik bir strateji değil, aynı zamanda ahlaki bir yükümlülük ve yasal bir gereklilik olarak benimsenmelidir.

Anahtar Kelimeler: Çocuklar, gebelik, radyasyon, korunma

ABSTRACT

Although innovations and applications in imaging technology have reduced radiation doses from imaging procedures, they are still far from eliminating them entirely. Protecting sensitive groups such as children and pregnant women from unnecessary radiation exposure should be viewed not only as a strategy to reduce technical issues but also as an ethical obligation and legal requirement.

Keywords: Children, pregnancy, radiation, protection

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Tanısal görüntüleme işlemlerinde gerekçelendirme ve optimizasyon kavramlarını tanımlamak.
- Çocuklarda görüntüleme yöntemlerinin optimizasyonunda “as low as reasonably achievable” prensipleri hakkında bilgi sahibi olmak.
- Gebelikte radyasyon maruziyeti, deterministik ve stokastik etkiler konularında bilgi vermek.

GİRİŞ

Görüntüleme teknolojilerindeki ilerlemeler, hastalıkların erken dönemde etkin bir biçimde tanısına imkan sunarken bu yöntemlerin kullanımında da orantısız bir artışa neden olmuş; görüntüleme yöntemleri kaynaklı iyonlaştırıcı radyasyon, günümüzdeki en önemli yapay radyasyon kaynağı haline gelmiştir. Bilgisayarlı tomografi (BT) incelemeleri Avrupa'daki tüm radyolojik incelemelerin %7-11'ini oluşturmaya rağmen, kümülatif radyasyon maruziyetinin de %60-70'inden sorumludur [1]. Radyasyonun (makalenin tamamında iyonlaştırıcı radyasyon anlamında kullanılmıştır) tanı sürecine sunduğu katkı kadar; bu süreçte yarar zarar dengesinin gözetilmesi de o derece önemlidir. **Zira radyasyon önemli bir mutajendir ve olası mutasyonu engellemeye yönelik olarak gereksiz radyasyon maruziyeti de engellenmelidir.**

DNA tamir süreçlerine rağmen onarılamayan mutasyona uğramış hücrelerin yıllar ya da on yıllar sürebilecek bir pencere döneminden sonra malignleşebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Beklenen yaşam süresi erişkinlere göre daha fazla olduğundan çocuklar ve fetüs; radyasyonun biyolojik etkilerine en hassas hasta gruplarıdır.

Radyasyonun biyolojik etkileri deterministik ve stokastik olarak tanımlanmıştır.

Deterministik Etkiler: Yalnızca nispeten büyük dozlar uygulandığında ve birden fazla hücre grubu etkilendiğinde gözlemlenirken hücre hasarının bir sonucudur ve belirli bir eşik seviyesinin altındaki dozlarda meydana gelmez. Deterministik etkilerin şiddeti, radyasyon dozu ile doğru orantılıdır. Deride hiperemi, epilasyon ve daha yüksek dozlarda bül ve nekrozlar bu etkinin örnekleridir.



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Meltem Ceyhan Bilgici, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi, Pediyatrik Radyoloji Bilim Dalı, Samsun

E-posta: drmccehan@hotmail.com **ORCID ID:** orcid.org/0000-0002-0133-0234

Geliş Tarihi/Received: 14.01.2025 **Kabul Tarihi/Accepted:** 06.02.2025 **Epub:** 18.03.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Bako D, Ceyhan Bilgici M. Radiation protection in children and pregnant women. *Trd Sem.* 2025;13(1):107-114



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

Stokastik Etkiler: Tek bir hücrede meydana gelen değişikliklerden kaynaklanır ve karsinogenez potansiyeli taşır. Deterministik etkilerin aksine, stokastik etkilerin şiddeti dozun şiddeti ile orantılı olmayabilir ancak doz arttıkça ortaya çıkma olasılığı artar.

ÇOCUKLARDA RADYASYONDAN KORUNMA

Çocuklarda radyasyonun en korkulan etkisi stokastik etkilerdir. Radyasyon ile ilişkili karsinogenez ihtimali göz önüne alındığında; radyasyondan korunma ve radyasyon maruziyetini engellemeye yönelik olarak lineer “no-threshold” modeli temel alınmaktadır. Bu model, düşük doz radyasyonun bile karsinogenez ihtimalini ortaya çıkarabileceği ve güvenli bir eşik seviyesinin olmadığını varsayar. Ancak bu varsayımlar ağırlıklı olarak atom bombası sonrası elde edilen sonuçlara dayanmaktadır [2]. Oysa ki tanısal radyolojide kullanılan dozlar genelde bu varsayımların dayandığı çalışmalara kıyasla çok daha düşüktür (100-150 mSv altı), düşük dozlarda kanser gelişimi kesin olarak kanıtlanmamış olsa da radyasyon güvenliği göz önüne alındığında özellikle gebeler ve çocuklarda “no-threshold” modelinin temel alınmaya devam edilmesi önerilir [3].

Yaklaşık 20 yıl önce, Brenner ve ark. [4] çocuklarda BT incelemeleri ile ilişkili kanser riskleri konusunda endişe verici sonuçlar yayınlaması üzerine konu ile ilişkili birçok kohort ve olgu-kontrol çalışması hayata geçirilmiştir. Berrington de Gonzalez ve ark. [5] (2020 yılına kadar yapılmış çalışmaları dahil ederek yaptıkları meta analiz özetinde) çocuklar ve genç erişkinlerde baş-boyun BT incelemeleri kaynaklı düşük doz radyasyonun beyin tümörü riskini artırabileceğini ayrıca radyasyonun hematolojik malignite gelişimi açısından da risk faktörü olduğunu ortaya koymuştur. Dolayısıyla günümüze dek yapılan çalışmalardan temel çıkarım; radyasyon maruziyetinin mümkün olan en düşük düzeyde tutulmasının hedeflenmesi ve bu doğrultuda incelemeler için uygun gerekçelendirme ve optimizasyonun sağlanması olmuştur.

Gerekçelendirme: Radyolojide gerekçelendirme, radyasyondan korumanın ilk adımıdır. Gerekçelendirme, tanısal görüntüleme işlemlerini talep ederken gereksiz radyasyon maruziyeti ve sağlık hizmeti maliyetini de en aza indirmeyi amaçlayan temel ilkedir. Gerekçelendirme kavramı basit gibi görünse de klinik pratikte optimal düzeyde uygulaması maalesef ki o kadar kolay olmamaktadır. Zira yapılan çalışmalar, radyolojik görüntülemelerin %20 ila %50’sinin gerekçelendirmelerinin uygun olmadığını ve söz konusu oranların sağlık sistemi yanı sıra kullanılan görüntüleme modaliteleri ve görüntüleme sevk rehberlerinin mevcudiyeti ile ilişkili olduğunu öne sürmektedir [6, 7].

Gerekçelendirmenin yetersiz uygulanmasındaki en büyük engellerden biri çocuklar için tetkik istem rehberlerinin

yetersizliği ya da kullanıcı dostu olmamasıdır. Avrupa Radyoloji Derneği (ESR), çocuklar için kullanıcı dostu tıbbi görüntüleme istem rehberleri oluşturmuş (ESR iGuide) ve kullanıma sunmuştur. Ancak, tüm bu çabalara rağmen, çocuklarda görüntüleme istem rehberleri etkili bir şekilde benimsenmemiş ve klinik karar destek sistemlerinin elektronik talep yazılımına entegrasyonu henüz tamamlanmamıştır. Yapay zeka (AI) destekli bu sistemlerin ülkemizde de uygulanması ile gerekçelendirme konusundaki kısıtlamaların önüne geçebilecektir.

Optimizasyon: Radyasyondan korumanın ikinci temel ilkesidir ve görüntüleme teknikleri ve protokollerinin; tanısal görüntü kalitesini koruyarak radyasyon maruziyetini en aza indirmeye yönelik olarak ayarlanmasını ifade eder. Amaç, radyasyon maruziyetini en aza indirirken tanısal doğruluğu sağlamaktır. Pediatrik protokoller optimize edilirken makul olabildiğince düşük (*as low as reasonably achievable*) ilkesi yanı sıra çocuğun yaşı, beden büyüklüğü ve klinik durum gibi faktörler de dikkate alınmalıdır.

Bilgisayarlı Tomografi İncelemelerinin Optimizasyonu

Çocuklarda radyasyon maruziyetinin görüntü kalitesinden ödün vermeden azaltılması için gerekli temel teknik parametre ve faktörler aşağıda belirtilmiştir [8].

1. Kılavuz Görüntüler (scout) ve Tarama Uzunluğu

Tarama alanı ve kılavuz görüntüler sadece ilgi alanıyla sınırlı tutularak gereksiz bölgelerin ışınlanmasının önüne geçilmelidir.

2. Tüp Akımı

Tüp akımı, X-ışını tüpünden birim zamanda yayılan X-ışını fotonlarının sayısını ve dolayısıyla radyasyon dozunu doğrudan etkiler. Tüp akımının artırılması, görüntü gürültüsünü azaltır ancak bu durumda alınan doz artar. Genel olarak, çocuklara yönelik BT protokollerinde, çocuklar erişkinlere kıyasla daha küçük olduğundan daha düşük tüp akımı ile görüntüleme yapılabilir. Göğüs, karın ve pelvis bölgesinde yönelik BT incelemelerinde tüp akımı, çocuğun yaşına göre değil, çocuğun ağırlığına göre belirlenmelidir. Zira aynı yaştaki çocuklar arasında ağırlık bakımından ciddi farklılıklar olabilir.

3. Tüp Pik Kilovolt

Pik kilovolt’u (kVp) artırmak, X-ışını fotonlarının enerjisini yükselterek daha kalın veya yoğun bölgelerin, daha iyi görüntülenmesini sağlar. kVp ile doz arasındaki üssel bir ilişki mevcuttur. kVp’yi %20 azaltmak, dozun yaklaşık olarak %35-40 oranında düşürülmesini sağlayabilir. Toraks ve batin incelemelerinde erişkindeki standart olarak 120 kV kullanılırken; çocuklarda kVp 100 ya da 80 kV’ya kadar düşürülebilir.

4. Pitch

Gantri dönüşü başına masa hareketinin toplam kolimasyonlu ışın genişliğine oranını Z yönünde temsil eder. Genel olarak pediatrik çalışmalarda, tarama süresini, hareket artefaktlarını ve doz maruziyetini en aza indirmek için yüksek bir pitch ve hızlı gantri dönüşü tercih edilir. Ancak, aşırı yüksek pitch ve hızlı gantri dönüşünün de görüntü artefaktlar ve çözünürlük kaybına yol açabileceği unutulmamalıdır.

5. Otomatik Işınlama Kontrolü

Otomatik ışınlama kontrolü (AEC), anatomik bölgenin kalınlığı ve yoğunluğundaki değişikliklere bağlı olarak tüp akımını modüle ederek tarama sırasında tutarlı bir görüntü kalitesi sağlar. AEC'in etkinliği, kılavuz taramasının doğru bir şekilde ayarlanması ile ilişkilidir.

6. Hasta Pozisyonlaması

Hasta, gantrinin izosentrik noktasında doğru şekilde hizalandığında X-ışınları eşit bir şekilde dağılır. Yanlış pozisyonlama, özellikle çocuklarda, görüntülerde distorsiyona neden olabilir.

7. Faz Sayısı

Yetişkinlerden farklı olarak, çocuklar özel gereksinimler haricinde tek fazda görüntülenmelidir. Birden fazla görüntüleme, karaciğer lezyonlarının karakterizasyonu gibi belirli durumlar için sınırlandırılabilir. Ancak bu olgularda da mümkün ise karaciğer spesifik kontrast madde ile yapılan manyetik rezonans görüntülemesi (MRG) tercih edilmelidir. Hem arteriyel hem de venöz yapıların görüntülenmesinin gerektiği konjenital kalp hastalıkları gibi durumlarda; çift fazda görüntü eldesi yerine çift fazlı (dual faz) kontrast uygulama yöntemleriyle gerekli klinik bilgiye ulaşılabileceği daima akılda tutulmalıdır.

8. Görüntü Rekonstrüksiyonu

2000'lerin başında filtreli geri projeksiyonun kısıtlamalarını aşmaya yönelik olarak geliştirilen iteratif rekonstrüksiyon (IR) algoritmaları; görüntüyü azaltma, artefakt baskılama, görüntü kalitesini ve kontrast çözünürlüğünü iyileştirme yetenekleri sayesinde doz maruziyetini azaltmak üzere tasarlanmıştır. Ancak, en gelişmiş IR algoritmaları bile bazı durumlarda "plastik doku benzeri" görüntü oluşumuna neden olarak görüntü kalitesini ve tanısal yorumu olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Günümüzde derin öğrenme ve AI tabanlı rekonstrüksiyon algoritmaları düşük dozlarda dahi optimal görüntü eldesini mümkün kılmakta ve pediatrik görüntülemenin geleceği için temel rekonstrüksiyon yöntemi olma yönünde ilerlemektedir [9].

Floroskopi ve Girişimsel Radyolojide Optimizasyon

Çocuklarda floroskopi süresi mümkün olduğunca sınırlı tutulmalı ve genellikle 3-8 görüntü/saniye arasında pulslu floroskopi kullanılmalıdır. Son görüntü tutma yöntemiyle elde edilen sabit görüntüler, bulguları gözden geçirmek için kullanılmalıdır. Floroskopi masası, deri giriş dozunu azaltmak için X-ışını tüpünden olabildiğince uzak konumlandırılmalıdır. X-ışını ışınının kolimasyonu, ilgilenilen alan ile sınırlanmalı, radyasyona duyarlı bölgeler (göğüs, gözler, tiroit bezi ve gonadlar) mümkünse X ışınından uzak tutulmalıdır. Büyütme minimumda tutulmalı, hasta dozu kaydedilmelidir. Girişimsel radyolojide özellikle uzun süreli işlemlerde dozun yüksek olabileceği ve deride deterministik etkilerin gözlemlenebileceği unutulmamalıdır [8].

Konvansiyonel Radyografide Optimizasyon

Çocuklarda radyografik projeksiyon sayısı mümkün olduğu kadar sınırlandırılmalıdır. Örneğin uzun kemiklerin radyografilerinde gereksiz yere karşı ekstremite görüntülenmesinden ve rutin karşılaştırmadan kaçınılmalıdır. Akciğer grafilerinde, çoğu olguda lateral projeksiyon gereksizdir. Takip grafileri mümkün ise tek projeksiyonda elde olunmalıdır [10]. Yedi yaş altındaki çocuklarda grid-saçılmayı önleyici ızgaralar kullanılmamalıdır, zira görüntü kalitesindeki küçük iyileşme, kullanılan grid özelliklerine, grid oranı ve faktörüne bağlı olarak 2-3 kat fazla hasta dozuna yol açabilir. Özellikle küçük çocuklarda, detektör/kasetin doğrudan hastanın altına koyulması ya da radyografi masasındaki gridin çıkarılması-çıkarılabilir olması bir çözüm getirebilir.

Tanısal Referans Seviyeleri

Tanısal referans seviyeleri (DRL), tanısal ve girişimsel radyolojik işlemlerde standart boyuttaki hastalar veya standart fantomlara yönelik olarak belirlenen doz seviyeleridir. DRL'ler, doz sınırlarını değil, radyoloji servislerinin ve kullanılan görüntüleme sistemlerinin hastaya uyguladığı radyasyon büyüklüklerinin belirlenmiş standartlarla karşılaştırmalarını sağlayan kıyaslama değerleridir ve tanısal etkinlikten ödün vermeden doz azaltımına olanak tanır. Pediatrik görüntülemede DRL'lerin uygulanması erişkine göre daha zordur. Zira çocukların boyut çeşitliliği DRL'ler için daha ayrıntılı bir yaklaşım gerektirmektedir. Örneğin, yenidoğanlar için bir akciğer görüntülemesinin dozu, ergen bir çocuktan oldukça farklıdır. Bu nedenle, pediatrik DRL'ler, farklı boyutlardaki hastalar için optimize edilmiştir. Birçok ülkenin pediatrik radyolojik görüntülemelere yönelik DRL standartları mevcuttur. Ülkelere göre farklılık göstermekle birlikte pediatrik görüntülemeye yönelik DRL Avrupa Kılavuzları Radyasyon Koruma Serisi No. 185'te yayımlanmıştır [11]. Bir örneği Tablo 1'de sunulmuştur.

Tablo 1. BT referans değerleri [11].

İnceleme	Yaş ya da ağırlık	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy-cm)
Kranium	0-<3 ay	24	300
	3 ay-<1 yaş	28	385
	1-<6 yaş	40	505
	≥6 yaş	50	650
Toraks	<5 kg	1,4	35
	5-<15 kg	1,8	50
	15-<30 kg	2,7	70
	30-<50 kg	3,7	115
	50-<80 kg	5,4	200
Abdomen	<5 kg		45
	5-<15 kg	3,5	120
	15-<30 kg	5,4	150
	30-<50 kg	7,3	210
	50-<80 kg	13	480

CTDI_{vol}: bilgisayarlı tomografi doz indeksi; DLP: doz-uzunluk çarpımı; BT: bilgisayarlı tomografi.

Çocuklarda Kurşun Kalkan Kullanımı

Kurşun kalkanlar geçtiğimiz 50 yıl boyunca radyosensitif organları gereksiz radyasyon maruziyetinden korumak için kullanılmış ise de günümüzde kullanılmaması önerilmektedir [12-14]. Zira birçok çalışmada doğru yerleştirilmeyen gonad koruyucuların radyasyonun azalmasına belirgin bir katkı sağlamazken anatomik detay ve patolojileri gizleyerek görüntü tekrarına ve tanıda gecikmeye neden olabileceği bildirilmiştir. Diğer taraftan radyasyon dozu ayarlanmasında hayati öneme sahip AEC, koruyucu kalkan kullanılan bireylerde paradoksal olarak radyasyon dozunu artırabileceği de ortaya çıkmıştır. Kurşun kalkanların kullanımının sorgulanmasına neden olan diğer bir husus da temas korumasının sağladığı sahte güven duygusu olmuştur. Zira temas korumasına güvenmek, daha etkili radyasyon koruma önlemlerine, örneğin görüntüleme prosedürlerinin uygun gerekçelendirilmesi ve optimizasyonuna verilmesi gereken önemin de görece azalmasının bir nedeni olabilir.

Gebelerde Radyasyondan Korunma

Gebeler hariç iyonlaştırıcı radyasyon kullanarak gerçekleştirdiğimiz görüntüleme işlemlerinin tamamında (çocuklar da dahil) fayda ve potansiyel riskler aynı kişiye aittir. Halbuki gebe bir bireyin görüntülenmesi ardından ortaya çıkabilecek radyasyon kaynaklı risk ve faydaların değerlendirmesinde iki bireyin de dikkate alınması gereklidir. Anne tetkikten doğrudan fayda görürken, fetüsün doğrudan bir kazanımı yoktur hatta incelemenin zararı bile dokunabilmektedir. Öte yandan, annenin tıbbi sorunu hayatı tehdit edici bir husus ise, görüntüleme ile ortaya konan doğru tanı ile annenin hayata tutulabilmesi, fetüse de doğrudan fayda

sağlamış olur. Dolayısıyla diğer görüntüleme uygulamaları ile karşılaştırıldığında, gebe bir bireyin görüntüleme kaynaklı radyasyona maruz kalması ek etik değerlendirme ve sorgulamalar gerektirmektedir [15].

Belirtilen hususlar ve etik endişeler altında her yıl binlerce hamile birey ve radyasyon çalışanı, tıbbi gereksinimler sonucunda gebe olduğunun bilincinde ya da kazara (gebe olduğunu bilmeksizin) radyasyona maruz kalmaktadır. **Gebelikte radyasyon konusu hakkındaki bilgi eksikliği büyük bir endişeye ve bazı gebeliklerin muhtemelen gereksiz yere sonlandırılmasına neden olmaktadır. Oysa ki tıbbi görüntüleme işlemlerinde alınan radyasyon dozu, tıbbi abortus dozu ve deterministik etki dozunun (50-100 mGy) sıklıkla çok altındadır.**

Tüm radyolojik görüntülemelerde olduğu gibi, çocuklar dışındaki en önemli diğer hassas grup olan gebelerde de gerekçelendirme en önemli basamaktır. Gebelerde mümkün ise iyonlaştırıcı radyasyon içermeyen görüntüleme yöntemleri tercih edilmelidir. Tanı için en uygun görüntüleme yöntemi X-ışını içeren bir modalite ise; olgunun gebe olması tanısını ya da tedavisini geciktirici bir unsur haline gelmemelidir. Tıbbi bir prosedürün uygun gerekçelendirildiğine karar verildiğinde, tetkik optimize edilmelidir. Bu durum, yukarıda bahsedildiği üzere incelemenin uygun teknik ve dozla gerçekleştirilme süreci anlamına gelir ve çocuklarda uygulanan optimizasyon tekniklerinin temelde aynıdır.

Fetüsün Aldığı Tahmini Dozlar

Güncel görüntüleme tekniklerinden fetüsün alabileceği tahmini dozlar Tablo 2 ve Tablo 3'te gösterilmiştir [15]. Görüldüğü üzere tek bir görüntüleme sonucunda alınan doz, deterministik etki dozunun (50-100 mGy) belirgin altındadır.

Tablo 2. Radyografik ve floroskopik incelemelerde tahmini konseptus dozları [15].

İnceleme	Tipik konseptus dozu (mGy)
Servikal omurga (AP, yan)	<0,001
Ekstremiteler	<0,001
Göğüs (PA, yan)	0,002
Torasik omurga (AP, yan)	0,003
Karın (AP)	
21 cm hasta kalınlığı	1
33 cm hasta kalınlığı	3
Lomber omurga (AP, yan)	1
AP: Anterior-posterior; PA: Postero-anterior.	

Tablo 3. BT'de tahmini konseptus dozları [15].

İnceleme	Konseptus dozu (mGy)
Ekstra-abdominal	
Beyin BT	0
Toraks BT	
Rutin	0,2
Pulmoner arter BT anjiyografisi	0,2
Koroner arterlerin BT anjiyografisi	0,1
Abdomen BT	
Üst abdomen	4
Üst abdomen/pelvis, rutin	25
Aorta BT anjiyografisi (toraks ve batin)	34
Üst abdomen-pelvis, taş protokolü BT	10
BT: bilgisayarlı tomografi.	

Özellikle, baş, boyun, göğüs ve çevresel ekstremitelerin görüntülemeleri sonucunda alınan doz ihmal edilebilir düzeydedir. Kuşkusuz ki batin görüntülemesinde ilk tercih edilecek görüntüleme yöntemi ultrasonografi, ultrasonografinin arada kaldığı olgularda MR olabilir. Ancak çoğu hastanede MR'ye erişim sıkıntısı nedeniyle söz konusu inceleme yöntemlerinin yetersiz kaldığı olgularda BT incelemesi tercih edilebilir. Kaldı ki ağır maternal travma gibi hayatı tehdit edici durumlarda zaman kaybetmeksizin BT incelemesi tercih edilmelidir. Zira bu koşullarda dahi alınan fetal radyasyon dozu deterministik etki dozunun altında kalmaktadır [16].

Görüntüleme gerçekleştikten sonra karşımıza çıkan en önemli sorun; genel bilgi eksikliği ve radyasyon korkusunun hem sağlık çalışanları hem de ailede yarattığı yersiz endişe ve artan abortus talebidir. Bu durumun uygun bir şekilde yönetimi, radyasyonun biyolojik etkileri ve özellikle deterministik etkiler (doku reaksiyonları) için eşik dozunun bilinmesi ile aşılabılır. Zira stokastik eşik değer yoktur ve karsinogenez ihtimalini net olarak tahmin etmek mümkün değildir. Deterministik etkiler için ise eşik dozlar konseptusun radyasyona maruziyet haftası

ve alınan doz miktarı ile ilişkilidir. Konseptusun haftasına göre Tablo 4'te tahmini eşik doz ve olası deterministik etkiler ayrıntılı olarak belirtilmiştir [17].

Gestasyonel Haftaya Göre Deterministik Etki Dozları ve Olası Malformasyonlar

Gestasyonel evre; preimplantasyon (fertilizasyondan sonraki 2 hafta) ve organogenez (3-8. haftalar) olmak üzere iki aşamada incelenir. Preimplantasyon döneminde “ya hep ya hiç” kuralı geçerlidir. Bu dönemdeki radyasyon maruziyetinde konseptüs ya hiç etkilenmez ya da gebelik düşük ile sonlanır [17]. Oysa ki organogenez dönemi (3-8. haftalar) organların hızlı geliştiği, hücrelerin hızlı çoğaldığı bir dönem olup radyasyona en hassas dönemdir. Eşik doz üzerinde (200 mGy) organlarda malformasyonlar (gözler, kas-iskelet sistemi), büyüme-gelişme gerilikleri olasılığı artar [18]. Sekizinci haftadan sonraki dönem fetal dönem olarak adlandırılır. Özellikle konsepsiyondan sonraki 8-16 haftalık dönemde merkezi sinir sistemi radyasyona çok duyarlıdır. Bu etkilerin nöronal ölüm, hücresel farklılaşma ve nöronal göç sürecinin engellenmesi ya da bozulması ile gerçekleştiği varsayılmaktadır. Her ne kadar tartışmalı da olsa

Tablo 4. Gestasyonel hafta ve radyasyon dozunun teratojenite üzerindeki etkileri [17].

Gestasyonel hafta	Etkiler	Tahmini eşik doz (mGy)
Preimplantasyon dönemi (fertilizasyondan sonraki 0-2. hafta)	Ya hep ya hiç kuralı	50-100 mGy
Organogenez (fertilizasyondan sonraki 2-8. hafta)	Doğumsal anomaliler (iskelet, gözler ve genital organlar)	200 mGy
	Büyüme geriliği	200-250 mGy
8-15. haftalar	Ağır zeka geriliği (yüksek risk)	60-310 mGy
	Zeka geriliği (25 IQ puanı kaybı/1000 mGy)	25 IQ puan kaybı/1000 mGy
	Mikrosefali	200 mGy
16-25. haftalar	Ağır zeka geriliği (düşük risk)	250-280 mGy

100 mGy'yi aşan fetal dozların IQ'da düşüşe neden olabileceği bildirilmiştir. 1,000 mGy (1 Gy) seviyesindeki fetal dozlar, ciddi zihinsel gerilik olasılığını artırır [19]. Duyarlılık, konsepsiyondan sonraki 8-15 haftalık dönemde en yüksek seviyededir. Yirmi beş haftadan büyük fetüsler santral sinir sistemindeki hasarlara daha az hassas hale gelir. Yirmi altıncı haftadan sonraki geç fetal dönemde radyasyonun biyolojik etkilerinin çocukluk dönemi ile benzer olduğu varsayılmaktadır [17].

Karsinogenez

Orta ve yüksek dozlarda fetal radyasyonun çocukluk çağı ve yetişkin kanserlerine yol açabilir. Ancak, düşük dozlar ve kanser ilişkisi üzerine çalışma ve tartışmalar sürmektedir. Zira bu değerleri nicel olarak ortaya koymak kanser oluşumundaki genetik ya da çevresel etmenler gibi çoklu faktör dahil edildiğinde belirgin olarak zorlaşmaktadır. Oxford Çocukluk Çağı Kanserleri Anketi ile yapılan kapsamlı bir olgu kontrol çalışması, prenatal radyasyonun lösemi ve çocukluk çağı kanser riskini artırdığına dair veriler ortaya koymuştur [20]. Oysa ki Hiroshima ve Nagasaki'de atom bombası atıldığında gebe olan kadınların çocuklarında yapılan çalışmaların sonuçları farklıdır. Söz konusu kohortun kanser ve ölüm oranlarını incelediğinde, kız çocuklarda kanser riskinin artmış olduğu ancak erkeklerde böyle bir ilişkinin gözlenmediği belirtilmektedir, ki bir önceki çalışma sonuçları ile tutarsızlık doğurmaktadır [21].

Danışmanlık

Gebelikte radyasyon maruziyeti ile ilişkili riskleri açıklamak için kullanılan dil, endişeyi azaltabileceği gibi artırabilir de. Bu durumda da özel eğitim almak, durumu kontrol altında tutmak ve aileyi doğru yönlendirmek için önemlidir. Diğer taraftan tam olarak uygun bir yaklaşım sunabilmek için genel olarak normal gebeliklerdeki embriyo/fetal kayıp ve malformasyon oranlarını da bilmek önemlidir. Örneğin spontan gebelik kaybı, normal gebeliklerin %15'inde görülür ve çoğu zaman kadın hamile olduğunu fark etmeden önce gerçekleşir. Gebeliklerin %3'ü büyük malformasyonlar, %4'ü ise küçük malformasyonlar içerir. Zeka geriliği doğumların %0,4'ünde, mikrosefali %4'ünde görülür. Dolayısıyla; radyasyonun biyolojik etkileri ile ortaya çıkabilecek hususların aslında radyasyon maruziyeti olmaksızın da görülebileceği ortaya çıkmaktadır. Danışmanlık verirken özellikle bu husus göz önünde bulundurulmalıdır. Tablo 5'te [22] belirtildiği üzere intrauterin dönemde hiç radyasyona maruz kalmamış bir fetüs doğduğunda %99,93 olasılıkla herhangi bir malformasyon olmayacak ve çocukluk çağı kanseri geliştirmeyecektir. Diğer taraftan aynı durum %4 olasılıkla malforme doğacak ve %0,07 oranında çocukluk çağı kanseri geliştirecektir diye de ifade edilebilir. Dolayısıyla 50 mGy radyasyona maruz kalmış bir fetüs hususunda danışmanlık verirken malformasyon ve çocukluk çağı kanseri geliştirme olasılığının %4,6 olduğunu ya da hiçbir patoloji olmama ihtimalinin %95,43 olduğunu söylemek mümkündür [15].

Tablo 5. Malformasyon ve çocukluk çağı kanseri gelişmesinin doğum olasılığı [22].

Konseptus dozu (mGy)	Malformasyon oluşmama ihtimali (%)	Çocukluk çağı kanseri gelişmeme ihtimali (%)	Malformasyon ve çocukluk çağı kanseri gelişmeme ihtimali (%)
0	96,00	99,93	95,93
0,5	95,999	99,926	95,928
1	95,998	99,921	95,922
2,5	95,995	99,908	95,91
5	95,99	99,89	95,88
10	95,98	99,84	95,83
50	95,90	99,51	95,43
100	95,80	99,07	94,91

Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu, fetüsün aldığı radyasyon dozu 100 mGy'nin altında olduğunda gebeliğin sonlandırılmasının genellikle gerekmediğini belirtmektedir. Ancak daha yüksek dozlarda, kararlar bireysel olarak, tüm kriterler göz önünde bulundurularak değerlendirilmelidir [23].

SONUÇ

Teknolojik yenilikler ve uygulamalar her ne kadar görüntüleme işlemleri kaynaklı radyasyon dozunu azaltsa da günümüzde sınırlamaktan çok uzaktır. Radyasyonun stokastik yanı sıra deterministik etki olasılığı devam etmektedir. Dolayısıyla çocuklar ve gebelerin gereksiz radyasyon maruziyetinden korunması sadece teknik sıkıntıları azaltmaya yönelik bir strateji değil; aynı zamanda ahlaki bir yükümlülük ve yasal bir gereklilik olarak benimsenmelidir.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazarlar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

1. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007; 357: 2277-84. [CrossRef]
2. Hsu W-L, Preston DL, Soda M, Sugiyama H, Funamoto S, Kodama K, et al. The incidence of leukemia, lymphoma and multiple myeloma among atomic bomb survivors: 1950-2001. *Radiat Res*. 2013; 179: 361-82. [CrossRef]
3. Chen J. A summary of updated UNSCEAR evaluations on medical and occupational exposures to ionising radiation and call for participation in UNSCEAR global surveys on radiation exposure. *Radiat Prot Dosimetry*. 2024; 200: 1495-500. [CrossRef]
4. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2001; 176: 289-96. [CrossRef]
5. Berrington de Gonzalez A, Pasqual E, Veiga L. Epidemiological studies of CT scans and cancer risk: the state of the science. *Br J Radiol*. 2021; 94: 20210471. [CrossRef]
6. Malone J, Guleria R, Craven C, Horton P, Järvinen H, Mayo J, et al. Justification of diagnostic medical exposures: some practical issues. Report of an International Atomic Energy Agency Consultation. *Br J Radiol*. 2012; 85: 523-38. [CrossRef]
7. Bouëtté A, Karoussou-Schreiner A, Ducou Le Pointe H, Grieten M, de Kerviler E, Rausin L, et al. National audit on the appropriateness of CT and MRI examinations in Luxembourg. *Insights Imaging*. 2019;10:54. [CrossRef]
8. Granata C, Sofia C, Francavilla M, Kardos M, Kasznia-Brown J, Nievelstein RA, et al. Let's talk about radiation dose and radiation protection in children. *Pediatric Radiology*. 2024: 1-11. [CrossRef]
9. Seah J, Brady Z, Ewert K, Law M. Artificial intelligence in medical imaging: implications for patient radiation safety. *Br J Radiol*. 2021; 94: 20210406. [CrossRef]
10. Perlmutter N, Arthur RJ, Beluffi G, Cook V, Horwitz EA, Kramer P, et al. The quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. *Radiation Protection Dosimetry*. 1998; 80 :45-8. [CrossRef]
11. Granata C, Sorantin E, Seuri R, Owens CM. European society of paediatric radiology computed tomography and dose task force: European guidelines on diagnostic reference levels for paediatric imaging. *Pediatr Radiol*. 2019; 49: 702-5. [CrossRef]
12. Hiles P, Gilligan P, Damilakis J, Briers E, Candela-Juan C, Faj D, et al. European consensus on patient contact shielding. *Radiography (Lond)*. 2022; 12: 353-9. [CrossRef]
13. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). PP. 32-A: AAPM position statement on the use of patient gonadal and fetal shielding. 2019. [CrossRef]
14. Hiles P, Benson E, Hughes H, Loader R, Shaw D, Edyvean S, et al. Guidance on using shielding on patients for diagnostic radiology applications. A joint report of the British Institute of Radiology (BIR). Public Health England (PHE), Royal College of Radiologists (RCR), Society and College of Radiographers (SCoR), and the Society for Radiological Protection (SRP). 2020. [CrossRef]
15. McCollough CH, Schueler BA, Atwell TD, Braun NN, Regner DM, Brown DL, et al. Radiation exposure and pregnancy: when should we be concerned? *Radiographics*. 2007; 27: 909-17. [CrossRef]
16. Lowdermilk C, Gavant ML, Qaisi W, West OC, Goldman SM. Screening helical CT for evaluation of blunt traumatic injury in the pregnant patient. *Radiographics*. 1999; 19: 243-55. [CrossRef]
17. Saada M, Sanchez-Jimenez E, Roguin A. Risk of ionizing radiation in pregnancy: just a myth or a real concern? *Europace*. 2023; 25: 270-6. [CrossRef]
18. Council NR, Earth Do, Studies L, Sciences CoL, Radiation CotBEoL. Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation: *BEIR V*. 1990. [CrossRef]
19. Ikenoue T, Ikeda T, Ibara S, Otake M, Schull WJ. Effects of environmental factors on perinatal outcome: neurological development in cases of intrauterine growth retardation and school performance of children perinatally exposed to ionizing radiation. *Environ Health Perspect*. 1993; 101 (Suppl 2): 53-7. [CrossRef]
20. Wakeford R, Bithell JF. A review of the types of childhood cancer associated with a medical X-ray examination of the pregnant mother. *Int J Radiat Biol*. 2021; 97: 571-92. [CrossRef]
21. Sugiyama H, Misumi M, Sakata R, Brenner AV, Utada M, Ozasa K. Mortality among individuals exposed to atomic bomb radiation in utero: 1950-2012. *Eur J Epidemiol*. 2021; 36: 415-28. [CrossRef]
22. Wagner L, Hayman L. Pregnancy and women radiologists. *Radiology*. 1982; 145 :559-62. [CrossRef]
23. Brent R, Mettler F, Wagner L, Streffer BM, He S, Kusama T. ICRP publication 84: pregnancy and medical radiation. *ICRP*. 2001; 30: 1. [CrossRef]

1. Günümüzde en önemli yapay radyasyon kaynağı nedir?
 - a. Ultrason
 - b. Manyetik rezonans görüntüleme (MR)
 - c. Bilgisayarlı tomografi (BT)
 - d. Röntgen
 - e. Radyo dalgaları
2. Çocuklarda BT incelemelerinde aşağıdaki teknik parametrelerden hangisi optimize edilmelidir?
 - a. Pik kilovolt (kVp)
 - b. Tarama uzunluğu
 - c. Tüp akımı
 - d. Hasta pozisyonlaması
 - e. Hepsi
3. Radyolojik görüntülemede “no-threshold”-“eşiksizlik” modeli hangi varsayıma dayanır?
 - a. Düşük doz radyasyonun zararsız olduğu
 - b. Radyasyonun belirli bir eşik altında zararsız olduğu
 - c. Düşük doz radyasyonun bile kanser riskini artırabileceği
 - d. Çocukların radyasyona dayanıklı olduğu
 - e. Radyasyonun deterministik etkilerinin göz ardı edilebileceği
4. Çocuklara yönelik radyolojik görüntüleme protokollerinin optimizasyonunda hangi faktörler önemlidir?
 - a. Çocuğun cinsiyeti
 - b. Çocuğun yaşı, ağırlığı
 - c. Çocuğun tedaviye yatkınlığı
 - d. Aile fertlerinin sigara içme alışkanlığı
 - e. Çocuğun eğitim durumu
5. Radyolojik görüntüleme talebinde uygun gerekçelendirme yapılmamasının en önemli zararı hangisidir?
 - a. Daha hızlı tanı konması
 - b. Gereksiz radyasyon maruziyeti ortaya çıkarması
 - c. Görüntüleme kalitesindeki artış
 - d. Hasta memnuniyetindeki artış
 - e. İnceleme süresindeki kısalma

Yasal Düzenlemelerde Hastanın ve Çalışanın Radyasyondan Korunması

A Legislative Perspective for Protection of Patients and Radiation Workers

© Gökçe Kaan Ataç

Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Zonguldak, Türkiye

ÖZ

Hasta ve radyasyon çalışanlarının radyasyondan korunması belirli düzenlemeler ve genelde benzer kurallar gerektirir. İki grubun da radyasyondan korunması birbirinden ayrılmaz. Gelişen teknoloji, değişen uygulama ve yönetsel sorumluluklar ile sürekli güncellenen radyasyon güvenliği kuralları bu yazıda irdelenecektir.

Anahtar Kelimeler: Radyasyon, korunma, düzenleme

ABSTRACT

The protection of patients and radiation workers from radiation share similar specific rules and regulations. The radiation protection of these two groups cannot be separated. The continuously updated radiation safety regulations will be examined in light of advancing technology, changing practices, and administrative responsibilities in this article.

Keywords: Radiation, protection, regulation

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Radyasyondan korunma mevzuatının hangi süreçlerden geçtiği ve hangi kaynaklardan dayanak aldığı
- Hastanın ve radyasyon çalışanının radyasyondan korunmasında benzerlik ve farklılıklar
- Hasta ve radyasyon çalışanı için kurumsal olarak yapılabilecek düzenlemeler

GİRİŞ

Ülkemizde hastanın ve radyasyon çalışanının radyasyondan korunması, uluslararası mevzuat ile genelde uyumlu kurallara bağlanmıştır. **Radyolojik teknolojiler ile çalışma şartlarının doğası gereği, radyasyonu uygulayan radyoloji çalışanlarının korunması, potansiyel zararları bilinen bir enerji olan radyasyondan hastanın korunmasından ayrılmaz.** Çalışanın korunması bazı yönleri ile genel radyasyondan korunma kurallarını içerir. Belli alanlarda, özellikle floroskopik incelemelerde ise, çalışan hastayı koruması oranında kendini de koruyabilir. Bunun nedeni, hastadan saçılan radyasyonun, diğer kurallara uyulsa bile, floroskopi uygulayanının en önemli radyasyon kaynağı olmasıdır. Bu makalede, ülkemizdeki radyasyonla ilgili kanunlar, yönetmelikler ve diğer düzenlemeleri

irdeleneceğiz. Bu kuralların uluslararası kurallara uyumlu olan bölümlerini karşılaştırmalar yaparak belirlemeye çalışacağız. Radyasyondan korunma kuralları, gelişen ve değişen radyoloji teknolojilerinin günlük uygulamalarda kullanımı nedeniyle sürekli olarak güncellenmektedir. Güncelliğini koruması, değişime ayak uydurulması ile mümkün olabilir. Gelişen teknoloji ve uygulama yöntemleri radyasyondan korunmanın bütün alanlarında etkili olmaktadır. Son on yıl içinde bu alanda yönetsel olarak da gelişmeler yaşanmış ve bu değişiklikler kuralların düzenlenmesinden sorumlu otoritenin değişmesine yol açmıştır. Bu değişiklikler, kuralları belirleyen kurumların artmasına ve kurallarında ayrıntılandırılmasına yol açmıştır. Kurallar, genel olarak güncel kalabildiği sürece uygulanabilmektedir. Güncelliğin yitiren ya da gelişmeye yetişemeyen kuralların ise uygulanabildiğinde sorunlar



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Gökçe Kaan Ataç, Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Zonguldak, Türkiye

E-posta: gokce.atac@beun.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0002-4145-8275

Geliş Tarihi/Received: 04.02.2025 **Kabul Tarihi/Accepted:** 07.03.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Ataç GK. A legislative perspective for protection of patients and radiation workers. *Trd Sem.* 2025;13(1):115-122



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

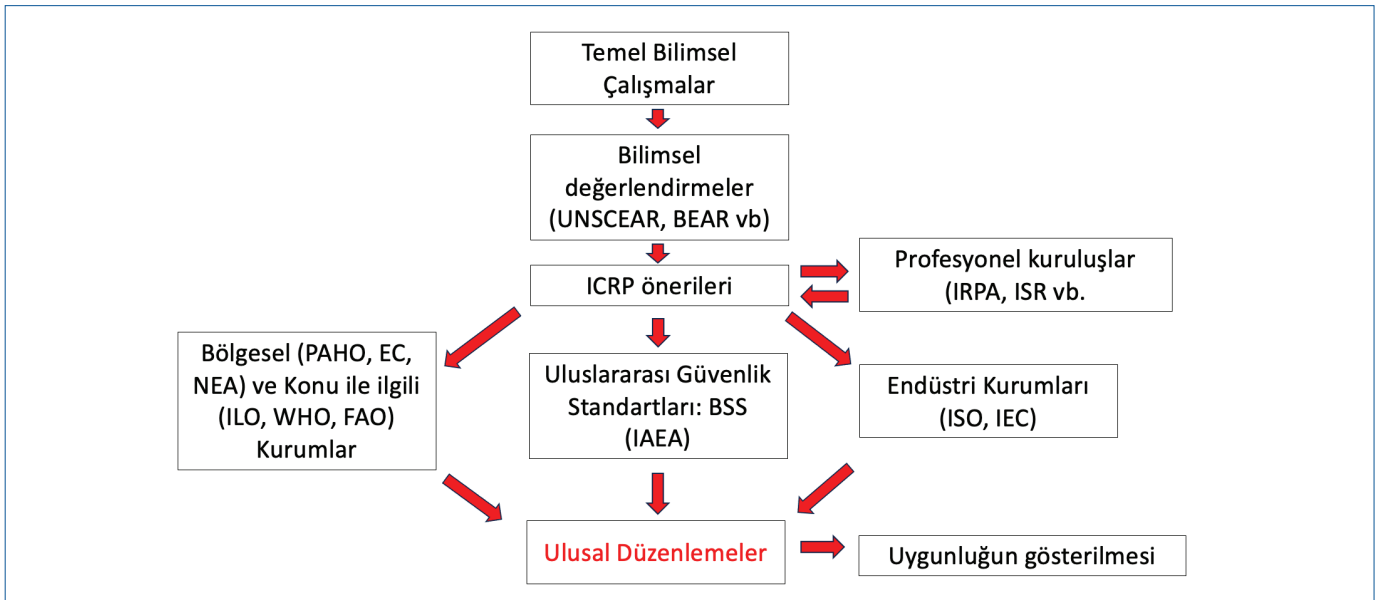
yaşanabilir. Bu yazının içeriği günümüzdeki uygulamaları kapsadığı için, okuyucunun gelişmeleri de takip etmesi her zaman gerekecektir. Bu yazıda radyoloji ile ilgili mevzuat kapsanacak ve diğer alanlar konunun genişliği ve asıl hedefin dışında kalmaları nedeniyle tartışma dışında bırakılacaktır.

Radyasyondan korunma süreçleri, zararlı etkilerinin anlaşıldığı erken dönemlerden itibaren giderek artan bir yoğunlukta bilimsel bir temele oturtulmuştur. Bilimsel verinin artması, radyasyondan korunmanın etkinliğini de artırmıştır. Geçmiş yaklaşık 130 yıl olan yapay ve doğal radyasyonun canlı dokular ile etkileşiminden kaynaklanan zararlı etkiler, 1950'lere kadar kalitatif, daha sonraki yıllarda radyasyon ölçümlerinin daha etkili ve objektif yapılabilmesi ile kantitatif olarak belirlenebilmiştir. X-ışını tütünün ilk dekatlarda radyografik amaçlı kullanımında, diğer ışın güçlendirici radyografik teknolojilerin henüz bulunmamış olması nedeniyle pozlama süresinin deri eritemine yol açacak kadar uzun olması, riskin anlaşılmasına yardım etmiştir. Floroskopinin mucidi olan Thomas Edison'un yardımcısı Clarence Dally'nin trajik doku yanıkları ve daha sonraki ölümü yanında pek çok radyasyon yanığı tecrübesi de bildirilmiştir [1]. Daha çok, doğal radyasyon yayan radyum ile yaşanan bu olumsuz sağlık etkileri, kolimatör, ranfonsatör ve benzeri teknolojilerin uygulamaya girmesi ile radyoloji alanında görece azalmıştır. Yirminci yüzyılın başlarında, Baltimore'da Hermann Joseph Muller'in sirke sineklerinde yaptığı deneyler, radyasyonun genetik etkileri dikkati çeken ilk çalışmalardan olmuştur. Japonya'ya

atılan atom bombasından sonraki ilk beş yıl ise hematolojik kanserlerin radyasyon etkisi sonucu oluşabileceğini net olarak ortaya koymuştur. Bütün bu örnekler, radyasyondan korunmanın gerekliliğini çok erken zamanlardan başlayarak artan bir şekilde belirlemiştir [2].

Genel olarak radyasyondan korunma kuralları, büyük ölçüde Birleşmiş Milletlerin bir alt kuruluşu olan Birleşmiş Milletler Atomik Radyasyonun Etkileri Bilimsel Komitesi (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR*) ve pek çok uluslararası bilimsel kurum ve kuruluşun araştırma sonuçlarına dayanmaktadır. Uluslararası Radyolojik Koruma Komitesi (*International Commission on Radiological Protection, ICRP*) bu bilgiyi kurallar haline getirmekte ve Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (*International Atomic Energy Agency, IAEA*) 170'ten fazla üye ülkeye kuralların uygulanması için öneriler yayınlamaktadır [3, 4]. Bu sistem Resim 1'de şematik olarak verilmiştir.

Ülkemizde uygulanan radyasyondan korunma kurallarının başlıca iki kaynağı vardır. Nükleer Düzenleme Kurumu (NDK) daha önceki ulusal otorite olan Türkiye Atom Enerjisi Kurumu yerine ulusal otorite olarak 2018 yılında kuruldu. NDK, özellikle nükleer enerji kaynakları ile ilgili daha geniş kapsamlı düzenlemeler yapmak içine oluşturulmuştur. Medikal ışınlamaların düzenlenmesini ise büyük oranda, konuya daha yakın ve sağlık hizmetlerinin ülkedeki başlıca düzenleyicisi olan Sağlık Bakanlığının (SB) kontrolüne bırakılmıştır. SB, görevi aldıktan sonra pek çok köklü düzenleme yaparak ve artık



Resim 1. Ulusal radyasyondan korunma düzenlemelerinin uluslararası kaynakları ve bilgi akışının gelişmesi [3].

PAHO, Pan American Health Organization; EC, European Commission; NEA, Nuclear Energy Agency; ILO, International Labour Organization; WHO, World Health Organization; FAO, Food and Agriculture Organization of the United Nations; UNSCEAR, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation; BEAR, Biological Effects of Atomic Radiation; ICRP, International Commission on Radiological Protection; BSS, Basic Safety Standards; IAEA, International Atomic Energy Agency; IRPA, International Radiation Protection Association; ISR, International Society of Radiology; ISO, International Organization for Standardization; IEC, International Electrotechnical Commission.

güncel olmadığı düşünülen mevzuat bölümlerine yeni kurallar getirerek medikal ışınlama uygulamalarını yönlendirmeye başlamıştır.

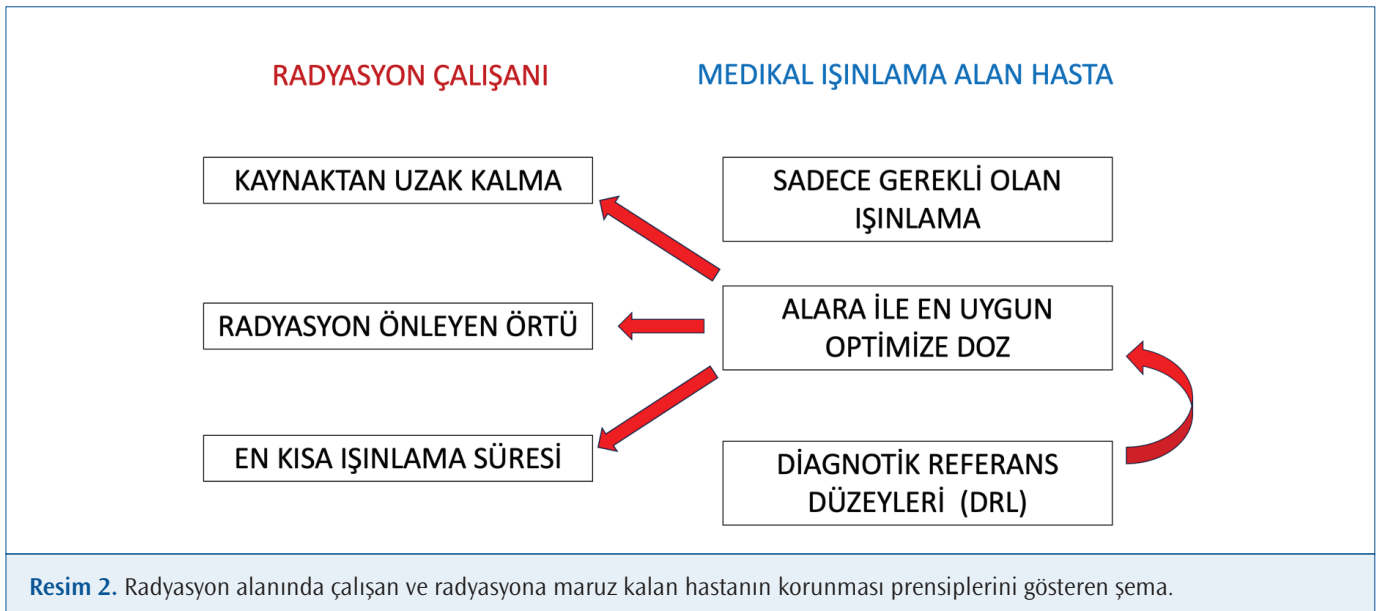
Radyasyondan çalışanın ve hastanın korunmasında başlangıçta farklı görülebilecek prensipler bulunmaktadır. Radyasyondan korunmanın genel kuralları olan “uzaklık, zırlama, zaman” prensipleri çalışan için geçerli iken, ICRP ve IAEA hastanın radyasyondan korunması kavramını ortaya atarak, “gerekçelendirme, optimizasyon, doz sınırlamaları” başlıklarının uygulanmasını istemiştir. Gerekçelendirme, iyonlaştırıcı radyasyon içeren görüntüleme ve tedavi yöntemlerinin, beklenen hasta yararı olası risklerin üzerinde ise uygulanmasını öngörür. Optimizasyon, genel radyasyondan korunma kurallarını esas alarak yapılabilecek bir uygulamadır. Doz sınırlamaları ise radyasyon çalışanlarına “izin verilen yıllık doz sınırları” olarak yansıtılır. Tanısal amaçlı medikal radyasyon incelemelerinde gerekçelendirilmiş ışınlamada doz sınır olmadı bildirilmiştir. Bu nedenle “diyagnostik referans seviyeleri” (*diagnostic reference level*, DRL) medikal incelemelerde radyolojik protokollerin optimizasyonu için, aşılması halinde nedenlerin araştırılmasını tetikleyen doz değerleri olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu ilişki Resim 2’de gösterilmiştir.

Türkiye’de radyasyondan korunma düzenlemeleri çok erken zamanlardan başlamıştır. İlk yayınlanan kanun bugün de geçerli olan ve 1937’de yürürlüğe giren 3153 sayılı “Radyoloji, Radyom ve Elektrikle Tedavi ve Diğer Fizyoterapi Müesseseleri Hakkında Kanun”dur [5]. Bu kanuna bağlı oluşturulan Radyasyon Güvenliği Tüzüğü, 1985 yılında yayımlanarak yürürlüğe girmiştir [6]. Bu tüzük 2023 yılında uygulamadan kalkmış, SB tarafından “İyonlaştırıcı Radyasyon ve Radyonüklit Kullanılarak Sunulan Sağlık Hizmetleri Hakkında Yönetmelik” benzer

düzenlemeleri güncellemek amacıyla 2023’te yayınlanmıştır. 2000 yılında yayınlanan Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği’de (RGY) çeşitli güncellemeler ve düzenlemeler ile bugüne kadar geçerliliğini korumuştur [7]. SB, radyasyon kullanarak tanısal ve iyileştirici hizmetler veren sağlık kurum ve kuruluşlarının daha ayrıntılı bir düzenlemeye gereksinimi olduğunu belirleyerek radyoloji, nükleer tıp ve radyasyon onkolojisi servislerinin çalışma usulleri için yeni kurallar getirmiştir [8-12]. Bu yeni düzenlemelere, güncel gereksinimlerden doğacak yeni kurallar ve değişikliklerin gelmesi ile beklenmelidir.

Türkiye’de sağlık alanında radyasyon kullanımı ile ilgili düzenlemeler, IAEA tarafından yayınlanan Temel Güvenli Standartlarını (*basic safety standards*, BSS 3.0) temel almakta ve büyük oranda bu metin ile uyumludur [4].

Radyasyon alanlarında çalışma süresi ve şartlarının düzenlenmesinde ise yukarıda belirtilen kanun ve düzenlemeler yanında, başlıca Çalışma ve Sosyal Güvenlik Bakanlığı tarafından çıkarılan kanun ve düzenleme esasları geçerliliğini korumaktadır. SB çalışma sürelerine, yayınladığı tebliğler ile ek düzenlemelerde getirmiştir. Başlangıçta tanımlanan günlük 5 saat çalışma hakkına ek olarak, nöbet tutmama ve gece göreve çağrılmama gibi temel kurallarda yeni gereksinimler doğrultusunda düzenlemeler yapılmıştır [7]. Çalışma sürelerinin daha kısa uygulanması düşüncesi, radyasyondan korunmanın, ışınlamaya daha az maruz kalma kavramı içinde değerlendirilmektedir. Bu kavram çerçevesinde, radyasyon çalışanına verilen ek tatil süreleri, son düzenlemelerle radyasyona maruz kalınan çalışma sürelerine bağlı olarak belirlenmeye başlanmıştır [10]. Önceki uygulama ve yürürlükteki bazı kanunlardan kaynaklanan kazanılmış hakların korunması isteği ile hukuksal süreçlerin başlatıldığı, bu konuda uluslararası mevzuat ile uyumlu gelişmeler olabileceği değerlendirilmektedir.



RADYASYON ALANLARI, ÇALIŞAN TANIMLARI

Radyasyon çalışanları Türkiye’de ve uluslararası düzenlemelerde, radyasyonla doğrudan temas eden ve bu nedenle radyasyonla karşılaşma riski taşıyan kişiler olarak tanımlanmıştır. **Radyasyon çalışma alanları, görevlinin çalışma alanından alabileceği radyasyon dozuna göre ikiye ayrılmıştır. Çalışma ortamında, izin verilen yıllık doz olan 20 miliSievertin (mSv) 3/10’undan fazla doz (>6 mSv) alma olasılığı olan alanlar denetimli alan, daha düşük radyasyon alma olasılığı olan alanlar ise gözetimli alanlar olarak belirlenmiştir.** Denetimli alanlarda çalışanlar, kendilerini radyasyondan korumak için gerekli önlemleri almalı, mutlaka kişisel dozimetre kullanılmalıdır. Dozimetreler yılda 6 kez, yetkilendirilmiş kurumlarca ölçülerek sonuçları kullanıcı ve kurumlarına bildirilir. Gözetimli alanlarda çalışanların ise dozimetre kullanılması gerekmez. Bu alanlarda, ortam radyasyon ölçümlerinin belli zaman aralıklarında düzenli olarak yapılmasını gereklidir. Kullanılan radyasyon kaynaklarının özelliği nedeniyle, daha yüksek ve daha sürekli radyasyonun bulunabileceği nükleer tıp ve radyasyon onkolojisi bölümlerinde ortam radyasyonu özel sayaçlar ile yapılabilmektedir. X-ışınının anlık doğası ve ortamda kalmaması nedeniyle, radyoloji servislerinde ortam radyasyon ölçümleri teknik olarak güçlük göstermektedir [13].

ÇALIŞANLARIN KORUNMASI YÖNÜNDEN

Çalışanların korunması kavramı, radyasyon kaynağından uzak kalma, kaynaktan koruyucu bir bariyer kullanarak sakınma ve kaynak ile en kısa süre karşılaşma prensiplerini içerir. Bu prensiplerin gerçekleştirilmesi için başlıca güncel kurallar;

- Denetimli alana sadece radyasyon çalışanı ve hastanın girmesini, diğer bireylerin bu alana alınmamasını öngörür. Hastaya yardım etmek için hasta yakını alana alındığında kişisel koruyucu ekipman kullanması ve aldığı radyasyonun hesaplanarak kaydedilmesi gereklidir. Kişisel koruyucu malzemelerin belirli aralıklar ile, genelde yılda bir defa, radyolojik yöntemler ile hasar kontrolü yapılması, kullanımı sırasında etkili olmasını sağlamak için gereklidir. **Bu kontroller, kullanıcının malzemesinin sağlamlığından şüphelendiği zamanlarda periyodik muayene zamanını beklemeden de yapılmalı, radyasyonun geçmesine izin verebilecek delik, yırtık ve devamsızlıklar belirlenmelidir.** Yeterince geniş bir hasar varlığında bu koruyucu malzemeler gerekli belgeler hazırlanarak kullanımdan kaldırılabilir.

- X-ışını tüpünün hastaya yönlendirilmesini ve kolimasyon ile sadece hastanın görüntüleme yapılacak bölümüne ışın yönlendirilmesi gerekir. Floroskopi gibi hastaya uzun süreli ve yoğun radyasyon uygulanan bir alanda, floroskopi uygulayanın hastanın tüpün aksi tarafında kalması, kaynaktan uzak olmak yanında ışın demeti hastadan geçerek yayılırken, geri saçılan ışınlardan da uzak olmasını sağlar. Tüm radyolojik işlemlerde,

işlemin hasta yanında durarak yapılması gerekmiyorsa çalışanın hasta kesit kalınlığının en az 7 katı kadar (30 cm kalınlıkta bir hastadan 2,1 m uzaklık) uzakta durması, bilinen “ters kare” kanununa göre ışınların şiddetinin belirgin oranda düşmesini sağlar. Bu uygulama, yatak başı radyografide de çalışanı ve diğer hastaları radyasyondan korumak için uygulanmalıdır.

- Hastanın yanında durması gerekmeyenlerin, radyasyon ortamında bulunmaması ve odanın uygun şekilde zırhlanmış yani, duvarları ve penceresi X-ışını geçirmesini belirgin derecede azaltan kurşun veya eşdeğeri kalınlıkta beton veya benzeri malzeme ile kaplanması gereklidir [14].

- Görevi gereği X-ışını kaynağına yakın çalışması gerekenlerin kendilerini, özellikle radyasyona hassas vücut bölgelerini, X-ışını fotonunun engelleyebilecek malzemeler olan kişisel koruyucu ekipman ile örtmeleri zırhlama olarak kabul edilmelidir. Ancak hastanın X-ışınına maruz kalacak bölgelerinin örtülmesi, modern cihazlardaki otomatik ışınlama kontrolü sistemlerinin çalışma prensipleri nedeniyle hastanın aldığı radyasyonu artırabilir. Aynı prensip X-ışını geçirmeyen malzemeden yapılmış eldivenlerin floroskopide kullanılırken ışın demeti içine sokulması ile de hastanın aldığı radyasyonu artıracaktır [15, 16].

- X-ışını ile en kısa süre karşılaşma prensibi çalışan için korunmada önemli bir faktördür. Bu kavram daha çok floroskopi gibi ışınlama süresinin çok uzayabileceği modalitede daha dikkat edilmesi gereken bir konudur. Milisaniyeler ile ışınlama yapan cihazlarda ise radyografi protokollerinin yüksek kilovolt kullanarak daha kısa süre ışınlamayı sağlaması, çalışandan daha çok hastanın aldığı ışınlamayı azaltmaya yöneliktir. Aynı şekilde bilgisayarlı tomografide gantri dönüş hızının artırılması da tarama süresini azaltırken hastanın aldığı dozu belirgin ölçüde düşürebilir. Mamografide kısa süre uygulaması, miliamper saniye değerini buna bağlı olarak, ortalama glanduler dozu azaltarak stokastik riskin düşmesini sağlar. Bu işlemlerde, çalışma ortamının planlanması, o sırada radyoloji çalışanına radyasyon ulaşmasını olasılığını en az indirecek şekilde düzenlenmelidir [16, 17].

- On sekiz yaşından küçük kişilerin radyasyon çalışanı olarak görevlendirilmeyeceği kanunlar ile belirlenmiştir. Öğrencilerin ise bu çalışma ortamında alabileceği doz sınırları erişkinlerden düşüktür [7].

- **Hamile olan radyasyon çalışanın durumu en kısa sürede amirine bildirmesi ve fetüsün doğuma kadar toplum bireyi tarafından izin verilen maksimum doz olan 1 mSv’yi aşmayacak şekilde çalışma şartlarının yeniden düzenlenmesi gereklidir [7, 12].**

- Radyasyon kullanılan çalışma ortamının havalandırılması konusu uzun süre belirsizlik içeren bir konu olarak gündemde

kalmıştır. Radyoloji servislerinde X-ışınının oluşup ortamda ilerlemesi, soğurularak veya gücünü kaybederek tükenmesi süreci yaklaşık ışık hızı ile gerçekleşmektedir. **Radyolojide kullanılan enerji aralıklarında, X-ışını fotonlarının içinde ilerlediği havada oksijen atomunu radikalleştirmesi de ihmal edilebilecek miktarlarda ve kısa sürelerde oluşabilmektedir.** Bu nedenle, ortamın havalandırılması, yere çöktüğü düşünülen radyasyon nedeniyle değil, ortamın iş sağlığı ve güvenliği açısından hijyenik çalışma olanaklarına kavuşması için gereklidir [18].

HASTANIN KORUNMASI YÖNÜNDEN

• Hastanın sadece fayda göreceği radyolojik işlemler ile incelenmesi, tanısıl etkinliği artırması öngörülmeden radyolojik incelemelerden kaçınılması, ulusal ve uluslararası kurallarda açıkça belirlenmiştir. Bu işlemin uygulanmasını radyolojik uygun rehberleri ve karar destek sistemlerinin kullanılması belirgin derecede kolaylaştırmaktadır. **Ülkemizde gerekçelendirme sorumluluğu, diğer ülkelerden farklı olarak isteği yapan doktora verilmiş, bu kararı verirken sorumlu radyolog ile değerlendirme yapılması önerilmiştir.** Bu sorumluluk uluslararası mevzuatta ise ışınlama sürecine sıralı olarak katılan istek yapan doktordan çekimi yapan teknikere kadar tüm sağlık çalışanlarına verilmektedir. Kültürel ve geleneksel farklılıklar bu görüş farklılığının açıklanmasında etkilidir. Radyolojik işlemin endikasyonunun sorumlu radyoloji uzmanı ile tartışılarak verilmesi, verilen klinik bilginin hastanın istek yapılan incelemesi ile örtüşmediğinde radyoloji teknikerinin istek yapan doktor veya radyoloji uzmanı ile incelemenin gerekliliğini tekrar değerlendirmesi bu konuda yapılabilecek uygulamalardır. Radyolojik ışınlamanın, isteği yapan klinik doktor dışındaki bir görevli tarafından iptal edilmesi veya değiştirilmesi, henüz ülkemizde yeterince olgunlaşmamış bir konu olarak değerlendirilmektedir. Bu konuda sorumluluk paylaşımı ve kanıta dayalı, paydaşların ortak katılımı ile oluşturulmuş radyolojik uygunluk rehberlerinin geliştirilmesi, sorunu hastanın radyasyondan korunması kavramı adına çözmek için gereklidir [4, 7].

• Optimizasyon, radyolojik uygulamanın tanısıl olarak yeterli görüntü kalitesi oluşturacak şekilde dozun azaltılarak yapılmasını ve stokastik etki olasılığını düşürülmesini öngörür. Ancak optimizasyon için gereken önemli veri, sağlık kurumlarının büyük çoğunluğu tarafından ya da yetkili otorite tarafından standart kabul edilen uygulamadan kaynaklanan hasta dozlarının bilinmesidir. DRL geliştirilmesi ülkemizde henüz erken bir aşamada olsa da yayınlanmış kısıtlı sayıda ulusal veri mevcuttur. Diğer ülke ve organizasyon değerlerinin standart olarak kullanılması ise radyolojik cihaz çeşitliliği, marka, model ve teknoloji değişiklikleri, protokol tercihleri hatta demografik farklılıklar olabileceği gerekçesiyle önerilmemektedir.

• Yasal olarak, Radyoloji Hizmetleri Yönetmeliği ve SB Sağlıkta Kalite Standartları (SKS) yönetmeliği, hastanın dozunu takip edilmesini istemektedir [7, 12]. Bu kayıtların modern görüntüleme cihazlarında elde edilmesi birkaç yazılım yardımı ile kolayca yapılabilir. Kayıt dışında periyodik küçük örneklemeler ile de ortalama ve ortanca değerler hakkında fikir oluşabilir. Optimizasyonun bu doz düzeyleri dikkate alınarak gerçekleştirilmesi gerektiği bilgisi ve bilinci, yapılacak eğitim ve etkili iletişim ile tüm kurumlara ulaştırılarak hastanın korunması artırılabilir.

• Optimizasyon, kısa ışınlama süresi, kısa tarama alanı, kolimasyon ile alanın küçültülmesi, hastanın tüpe en uzak ve detektöre en yakın yerleştirilmesi gibi radyasyondan korunması prensiplerinin hastayı korumak için kullanıldığı örtüşen bir alandır.

• Doz kayıtlarının tutulması, hasta kadar, hatta daha fazla çalışanların korunması için de gereklidir. IAEA, NDK ve SB hasta ve çalışan doz kayıtlarının tutulmasını istemektedir. **Çalışanların doz kayıtları yıllık izin verilen doz değerlerinin takibi ve aşılmamasının sağlanması için önemlidir.** Yılda altı defa değerlendirilen kişisel dozimetrelerde beş yılın ortalaması olarak belirlenen 20 mSv'nin 1/6'sı aşıldığında, nedeninin araştırılması için çalışanın kurumuna uyarı yazısı ve değerlendirme formu gönderilmektedir [11]. Bu şekilde yıllık toplam doz sınırlarını aşmadan uygulamadan kaynaklanabilecek eksik bilgi veya yanlış yöntemlerin önüne geçmek hedeflenir. Hastanın doz kaydına ilişkin olarak, “medikal ışınlamadan kaynaklanan doz değerleri, ışınlama gerekçelendirilmiş sınır değerini içermez; ancak ışınlamaların optimize edilmesi gerekmektedir” prensibine uyulur. Optimizasyon ve gerekçelendirme süreçleri çalıştırılarak kurumsal tipik dozlara ve DRL'lere uyum araştırılmalıdır [4, 7, 8, 11].

• Hasta doz kaydında özel bir durum olarak, radyolojik kaza hatırlanmalıdır. **RGY ve BSS kaza durumunun en hızlı şekilde otoriteye bildirilmesini, hasta ve varsa fetüsün aldığı dozun hesaplanmasını, olay nedenlerinin ortaya koyularak bir daha oluşmaması için önlem alınmasını şart koşar.** Bu nedenle de, hastanın aldığı radyasyonun her ışınlamada bir şekilde belirlenmesi, hesaplanması, tahmin edilmesi veya mümkünse kaydedilmesi gereklidir [4].

• Radyasyona daha hassas olduğu bilinen çocuk ve hamilelerin radyasyondan korunması konusunda da ulusal ve uluslararası mevzuat uyumludur. Kaza ışınlamaları durumunda da yukarıda belirtilen süreç içinde fetüs ve hasta dozları belirlenerek otoriteye ve hastanın doktoruna bildirilmesi gereklidir. Kaza ışınlamasının olabileceği diğer bir alan ise floroskopi ve anjiyografi incelemeleridir. Bu konuda hangi parametrelerin hastanın aldığı dozu yansıtacağı bilimsel olarak

Parametre	Tetikleyici Seviye	Açıklama Doz Dönüşümü
Tepe Cilt Dozu (D skin,max)	3 Gy	Tepe deri dozu, doku etkilerini öngörmek için en önemli gösterge. mGy olarak raporlanıyorsa, değeri 1.000'e bölerek Gy'ye çevrilir.
Hava Kerma (Ka,r)	5 Gy	Toplam hava kerma dozu. mGy olarak raporlanıyorsa, değeri 1.000'e bölerek Gy'ye çevrilir.
Doz Alan Çarpımı (DAP)	500 Gy·cm ²	Raporlanan birime göre doz dönüştürün
		- cGy·cm ² veya µGy·m ² ise değeri 100'e bölün.
		- mGy·cm ² ise değeri 1.000'e bölün.
Floroskopi Süresi	60 dakika	Sadece floroskopi süresi, deri dozu için güvenilir bir gösterge değildir, diğer doz ölçümleriyle birlikte değerlendirilmelidir.
Bir Ay içindeki birden fazla Floroskopi İşlemi	Tüm işlemler birleştirilir	Bir ay içinde farklı tıbbi tesislerde yapılan tüm floroskopi ile yapılan işlemlerin kümülatif dozu dikkate alınır.
Not: Bu tetikleyici düzeyler, gereksiz hasta takibi yapmamak ve yüksek doz alan hastayı izlemek için belirlendi.		

Resim 3. Hastanın floroskopide aldığı dozların, aşıldığında hastanın olası deri hasarı için takibini veya önlem alınmasını sağlamak amacıyla IAEA SAFRAD projesi tarafından önerilen “tetikleyici doz belirteç ve düzeyleri” [19]. IAEA, Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı; SAFRAD, *Safety in Radiological Procedures*.

belirlenmiş olmasına rağmen floroskopi zamanı yaygın olarak hastanın maruz kaldığı radyasyonun bir göstergesi olarak kullanılmaktadır. Floroskopi süresi hastanın riskini göstermede en az etkili parametre olarak hatırlanmalıdır. Doz alan çarpımı (*dose area product* veya *kerma area product*) kayıtlarının tutulması ve tetikleyici düzeylerin aşılması durumunda, gerekli işlemlerin yapılması daha etkili olacaktır. BSS 3.0 ve RGY'de tetikleyici düzey (trigger level) olarak belirlenecek doz seviyeleri oluşturulması istenmektedir. Bu amaçla başlatılan *Safety in Radiological Procedures* (IAEA SAFRAD) projesi tarafından önerilen, hasta için belirlenmiş tetikleyici düzeyler Resim 3'te verilmiştir. RGY'de belirlenmiş kayıt, müdahale ve inceleme düzeyi başlıklarında bu değerler irdelenmekte ancak pratik olarak hastanın olası riskini ortaya koyabilecek ayrıntılı ve güncel değerler içermemektedir [7, 19].

• Her radyoloji servisinin sık yapılan radyolojik çekimlerde, en az 20-50 hastanın doz veya doz belirteci değerlerinin ortancasının belirlenerek, ulusal ve uluslararası DRL'ler ile karşılaştırılması, uygulanması gereken yöntemdir. RGY ve BSS 3.0 kurumsal olarak bu değerlerin oluşturulmasını istemektedir [4, 7].

KURUMSAL DÜZENLEMELER

• Radyasyondan korunmanın kurumsal olarak gerçekleştirilebilmesi, kurumun güvenlik kültürünü

benimsemesi, uygulama için gerekli bilgi birikimini ve tecrübeyi kazanmasıyla birlikte, bu sürecin liderlik desteğiyle sürdürülmesini gerektirmektedir. Sağlık kurumlarının radyasyondan korunma konusunda bir uygulama rehberine gereksinimi vardır. Bu rehberin hazırlanması, her kurumda kendine özgü cihaz çeşitliliği, çalışma ortamı olanakları, personel sayısı ve yetkinliği ile iş yüküne bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Bu nedenle kurum olarak geliştirilmesi ve güncel tutulması gereken bir belge olarak görülmektedir [20]. **Radyasyon güvenliği komiteleri de bu belgenin oluşturulması ve uygulanması ile geliştirilmesinden sorumlu bir grup olarak çalışmakta idi. Yeni gelişmeler ile bu komite görevini kurumun radyasyondan korunma sorumlusuna aktarmıştır [8].** SKS yönetmeliğinde yapılan güncelleme ile, radyasyondan korunma sorumlusunun sorumluluk alanlarının, en az aşağıdaki hususları içerecek şekilde tanımlanması kurumdan istenmektedir [12].

1. Denetimli ve gözetimli alanların belirlenmesi,
2. Hasta, hasta yakını, çalışanlar ve toplumun radyasyonun zararlı etkilerinden korunmasına yönelik gerekli tedbirlerin belirlenmesi ve uygulanması,
3. Uygulamadan kaynaklanan radyasyon ölçümlerinin takibi,

4. Radyasyon cihazları veya kaynaklarının bakım ve kalibrasyonunun takibi,

5. Tespit edilen uygunsuzluklar ile gerekli iyileştirme faaliyetlerinin üst yönetime raporlanması ve takip edilmesi.

• **Radyoloji servislerinde, hastanın ve çalışanın radyasyondan korunması konusunda gerekli bir düzenleme alanı da radyolojik cihaz ve malzemenin etkin ve etkili çalıştırılmasının sağlanmasıdır. Radyolojik cihazların kalite kontrol denetlemelerinde uyulacak kural ve düzenlemeler yakın zamanda belirlenerek yayınlanmıştır [21, 22].** Bu belgelerde, yapılabilecek kalite kontrol çalışmaları, test ve ölçümler belirlenmiştir. Uygulanacak testlerin cinsi, zaman aralığı, hangi uluslararası uygulamadan kaynak alındığı ve bu amaçla kullanılması gereken cihaz ile malzemeler kılavuzda ayrıntılı olarak belirlenmiştir. **Ülkemizde bulunan radyolojik cihaz çeşitliliği de dikkate alınarak, sağlık kurumunun kendi çalışanları tarafından veya dışarıdan profesyonel yardım alarak cihaz bakım ve kalitesini yakından izlemesi gerekmektedir.** Bu şekilde, çalışan ve hastanın beklenmedik şekilde oransız veya yüksek radyasyon almasının önüne geçilmesi sağlanacaktır.

Sonuç olarak, hastanın ve çalışanın tıbbi radyasyon uygulamaları sırasında gereksiz radyasyondan korunması, yasal bir zorunluluk olmaktan öte, etik bir sorumluluktur. Bu sorumluluk radyasyon çalışanları tarafından kendileri ve onlara güvenen hastaları için bilinmeli ve eksiksiz uygulanmalıdır. Ülkemizde bu konuda uyulması gerekli kurallar, uluslararası kurallar ile örtüşen bir yapıdadır ve sürekli olarak gelişmekte ve yenilenmektedir. Hastanın radyasyondan korunmasının temelleri olan gerekçelendirme, optimizasyon ve DRL standartlarının uygulanabilmesi için, radyolojik uygunluk rehberleri, optimizasyon kılavuzları ve DRL standartlarının yetkili otoriteler tarafından duyurulması bu sorumluluğu daha bilinçli şekilde gerçekleştirmeyi sağlayacaktır.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

1. Kevles BH. The living body beneath the skin. In: naked to the bone. Medical imaging in the twentieth century. *Helix books*. 1997; 33-53. [\[CrossRef\]](#)
2. Jorgensen TJ. Breeding season: genetic effects. In: Strange Glow: The Story of Radiation. Princeton University Press; 2017. [\[CrossRef\]](#)
3. Kang KW. History and organizations for radiological protection. *J Korean Med Sci*. 2016; 31(Suppl 1): 4-5. [\[CrossRef\]](#)
4. Radiation protection and safety of radiation sources: international basic safety standards. IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 3. General Safety Requirements. 2014. IAEA, Vienna. [\[CrossRef\]](#)
5. Radyoloji, Radyom ve Elektrikle Tedavi ve Diğer Fizyoterapi Müesseseleri Hakkında Kanun, 3153 sayılı, 11 Haziran 1937 tarihli. [\[CrossRef\]](#)
6. Radyasyon Güvenliği Tüzüğü, 18861 sayılı 7 Eylül 1985 tarihli Resmi Gazete'de. [\[CrossRef\]](#)
7. Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği, 23999 sayılı 24.3.2000 tarihli Resmi Gazete'de. [\[CrossRef\]](#)
8. Radyoloji Hizmetleri Yönetmeliği, 31821 sayılı 26.4.2022 tarihli Resmi Gazete'de. [\[CrossRef\]](#)
9. Nükleer Tıp Hizmetleri Yönetmeliği, 32171 sayılı, 25 Nisan 2023 tarihli Resmi Gazete'de. [\[CrossRef\]](#)
10. Radyasyon Onkolojisi Hizmetleri Yönetmeliği, 32171 sayılı, 25 Nisan 2023 tarihli Resmi Gazete'de. [\[CrossRef\]](#)
11. İyonlaştırıcı Radyasyon ve Radyonüklit Kullanılarak Sunulan Sağlık Hizmetleri Hakkında Yönetmelik. 12.4.2023 Tarih ve 7077 sayılı Cumhurbaşkanlığı Kararı, 32162 sayılı, 13.4.2023 tarihli Resmi Gazete'de. [\[CrossRef\]](#)
12. Sağlıkta Kalitenin Geliştirilmesi ve Değerlendirilmesine Dair Yönetmelik. 29399 sayılı, 27.6.2015 tarihli Resmi Gazete'de [\[CrossRef\]](#)
13. Kişisel dozimetre kullanımına ilişkin kılavuz. RSGD-KLV-016. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu. [\[CrossRef\]](#)
14. Radyasyondan koruyucu donanımlara ilişkin kılavuz. RSGD-KLV-020. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu. [\[CrossRef\]](#)
15. Tıbbi radyoloji uygulamalarının yapıldığı odaların tasarımında dikkat edilecek hususlara ve zırhlama koşullarına ilişkin kılavuz. RSGD-KLV-007 (Rev.1). Türkiye Atom Enerjisi Kurumu. [\[CrossRef\]](#)
16. Radyasyon alanlarının sınıflandırılmasına ilişkin kılavuz. RSGD-KLV-005. (Rev.1). Türkiye Atom Enerjisi Kurumu. [\[CrossRef\]](#)
17. Dozimetrik niceliklere ilişkin kılavuz. RSGD-KLV-001. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu. [\[CrossRef\]](#)
18. Tıbbi radyoloji odalarının havalandırılmasına ilişkin kılavuz. 2024-KLV-001. Nükleer Düzenleme Kurumu. [\[CrossRef\]](#)
19. International Atomic Energy Agency. Trigger levels for follow-up of patients to detect clinically relevant tissue reactions. [\[CrossRef\]](#)
20. Radyasyon güvenliği komitelerinin çalışma usul ve esaslarına ilişkin kılavuz TAEK RSGD-KLV-003. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu. [\[CrossRef\]](#)
21. Diagnostik radyoloji, nükleer tıp ve radyoterapi grubu tıbbi cihazların kalite uygunluk ve kalite kontrol testleri hakkında yönetmelik. 31698 sayılı, 23 Aralık 2021 tarihli Resmi Gazete'de. [\[CrossRef\]](#)
22. Diagnostik radyoloji, nükleer tıp ve radyoterapi grubu tıbbi cihazların kalite uygunluk ve kalite kontrol testleri hakkında yönetmelik hükümlerinin uygulanmasına ilişkin kılavuz. TCS-KLVZ-06. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu.2023. [\[CrossRef\]](#)

1. Ülkemizde medikal radyasyon uygulamaları hakkında uygulamaları belirleyen otorite hangisidir?
 - a. Türkiye Atom Enerjisi kurumu (TAEK)
 - b. Nükleer Düzenleme Kurumu (NDK)
 - c. Sağlık Bakanlığı (SB)
 - d. Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu (TITCK)
 - e. Çalışma ve Sosyal Güvenlik Bakanlığı (ÇSGB)
2. Hastanın radyasyondan korunmasında hangi belge kullanımdadır?
 - a. Radyolojik Uygunluk Rehberi
 - b. Radyolojik Optimizasyon Kılavuzu
 - c. Radyasyon Güvenliği Tüzüğü
 - d. Diagnostik Referans Düzeyleri Kılavuzu
 - e. Tıbbi Cihaz Kalite Kontrol Uygulama Kılavuzu
3. Hastanın radyasyondan olumsuz etkilenmesini öngörebilecek, deterministik etkileri tahmin ettirebilecek bilgi hangisidir?
 - a. Radyolojik inceleme istek formu
 - b. Radyoloji raporu
 - c. Biyopsi sonuç raporu
 - d. Radyolojik görüntüler
 - e. İşlem sırasında uygulanan radyasyonu gösteren doz raporu
4. Çalışanın radyasyondan korunması ile ilgili hangi kural doğrudur?
 - a. Gözetimli alanda kişisel dozimetre kullanımı zorunludur
 - b. Radyasyon çalışanın bir yılda almasına izin verilen doz 1 mSv'dir
 - c. Hamile olan çalışan durumunu hemen amirine bildirir
 - d. Kişisel koruyucu malzeme her beş yılda bir kontrol edilmelidir
 - e. Zemine çöken radyasyonun havalandırma ile uzaklaştırılması şarttır
5. Hastanın radyasyondan korunması ile ilgili hangi kural doğrudur?
 - a. Hastaya hastalığı ile uygun olan radyolojik incelemenin tek belirleyicisi onu muayene eden doktor olmalıdır
 - b. Radyolojik incelemeler hastaya en yüksek çözünürlüklü görüntü oluşturulmak üzere uygulanmalıdır
 - c. Tıbbi görüntülemelerde hastanın yılda alabileceği en yüksek etkin doz 100 mSv'dir
 - d. Hastanın aldığı dozu düşürecek önlemler çalışanın da radyasyondan korunmasına katkı sağlar
 - e. Tıbbi görüntüleme uygulamalarında IAEA tarafından yayınlanan DRL'ler tek hedef olarak kullanılmalıdır