

Diyagnostik Referans Düzeyleri Nedir? Nasıl Hazırlanır?

What Are Diagnostic Reference Levels? How Are They Established?

● Süleyman Filiz¹, ● 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

Cite this article as: Filiz S, Gürel S. What are diagnostic reference levels? how are they established?. *Trd Sem*. [Epub Ahead of Print]



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.

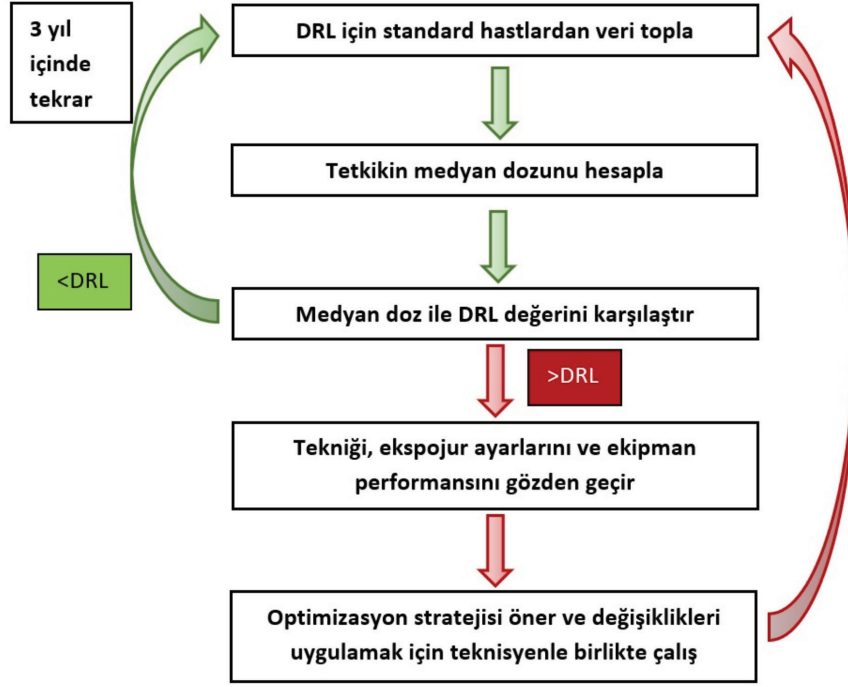
Diyagnostik referans düzeyleri olarak belirlenen kantiteler, iyonlaştırıcı ışınlama içeren radyolojik işlemlerin optimizasyonunda rehber olarak kullanılır. **Kullanıcılar, mevcut DRL verileri ile modalitelerinden topladıkları kendi uygulamalarına ait değerleri karşılaştırarak, hastaya verilen radyasyon 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 tanışal 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 popülasyonunun 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.

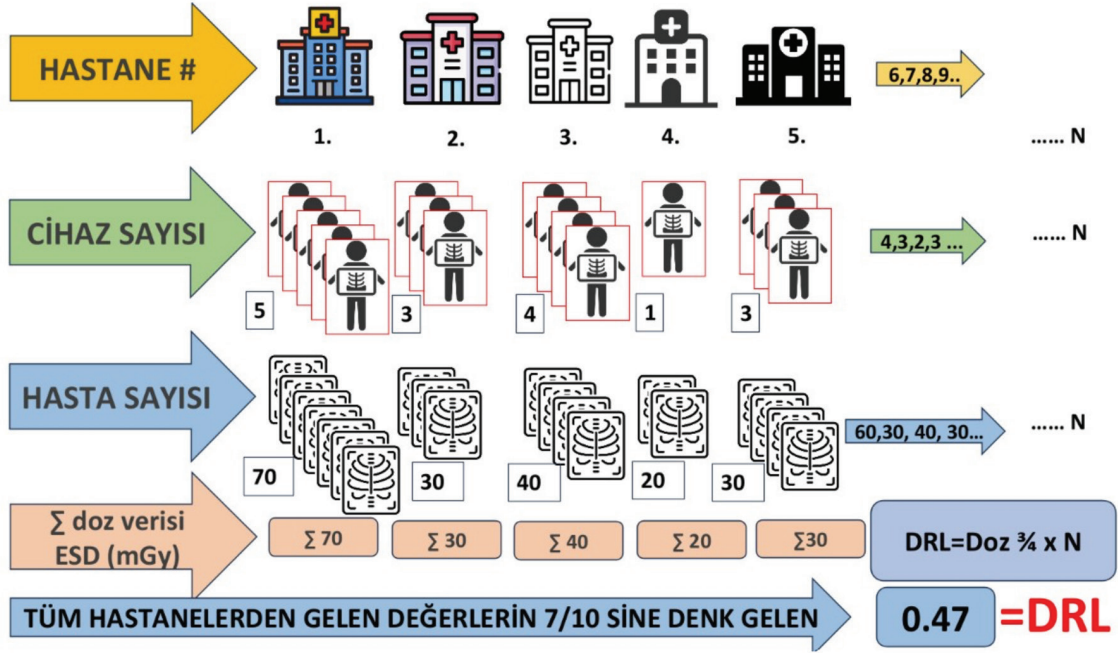
Diyagnostik referans düzeyleri ile kurumsal olarak elde edilen tipik dozların karşılaştırılmasında elde bulunan cihazın sahip olduğu teknolojik alt yapı da önemlidir. Örneğin BT'de Z yönündeki dedektör sıra sayısı arttıkça, buna uygun protokollerde daha kısa sürede daha çok alan taranabileceği için hastanın 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

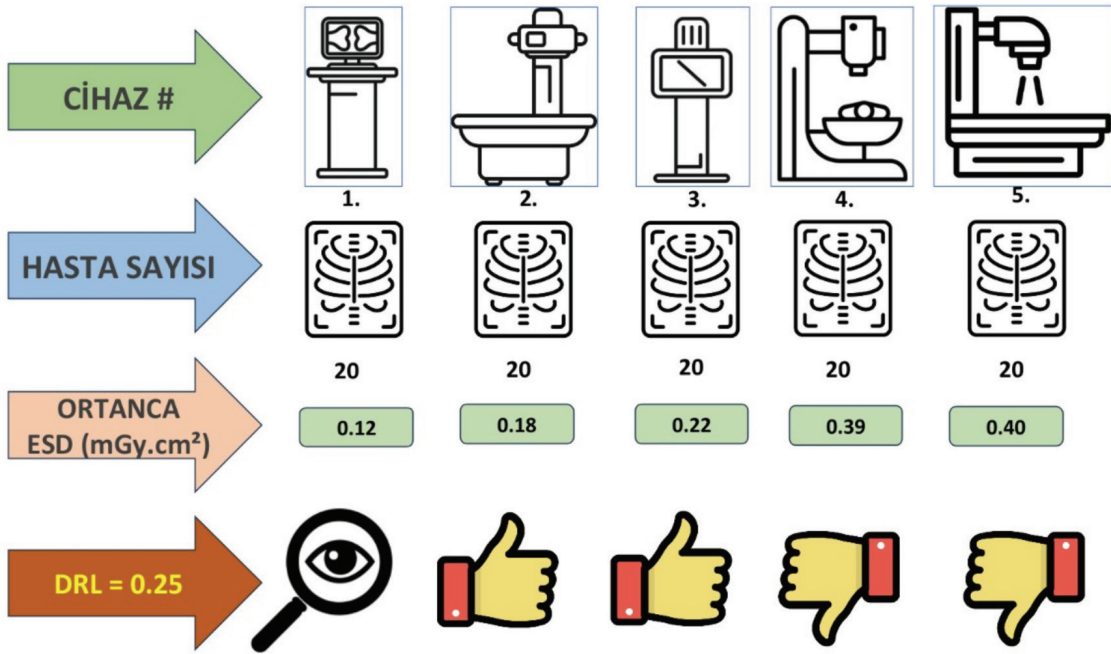
a. Hasta boyutları

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 sırandıktan 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 ortanca 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.

Giriş yüzey 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.

KLİNİK 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-beceri (doğru protokol, doğru tarama alanı, tarama uzunluğu vb.) olarak sayılabilir.** Her bir faktör, seçilen örneklemden 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 tanılabilir kalitesi hakkında**

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.

endişelenilmelidir. Görüntü kalitesi mutlaka değerlendirilmeli, radyasyon dozlarını düşürmek için görüntü kalitesinden 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 görülebilmesi 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, Bulgurlu 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. Atlı E, Uyanık SA, Öğürlü 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.