

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: nailbulakbasi@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

Cite this article as: Yılmaz E, Bulakbaşı N. Optimization in radiography. 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.

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, tanısız anlamda maruziyete bağlı potansiyel risklerden daha fazla katkı sağlamalıdır [3]. Ancak tanısız faydası yeterli olmayacak derecedeki düşük bir radyasyon dozunun, çok yüksek bir radyasyon dozu kadar kötü olabileceği unutulmamalıdır. Sonuç olarak uygun tanısız 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 yakalayıp 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 tanısız 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 deri 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 arttırılabileceği 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 endeksinin 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'nın 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'nın -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, şüphe halinde radyoloğa danış
-0,5 ile 0,5 arası	Optimal ekspojur	İdeal görüntü
-1	~ % 20 az	Genelde tekrar gerekmez, şüphe 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