

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

Cite this article as: Baş H, Gelal FM. Optimization in computed tomography. *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.

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 olarak 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 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 birleştirerek 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, otomatik ekspozür kontrolü (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 tanır. 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 sayı, enerji ve deliciliği etkiler (Resim 1). Daha yüksek kVp değerleri (örn.

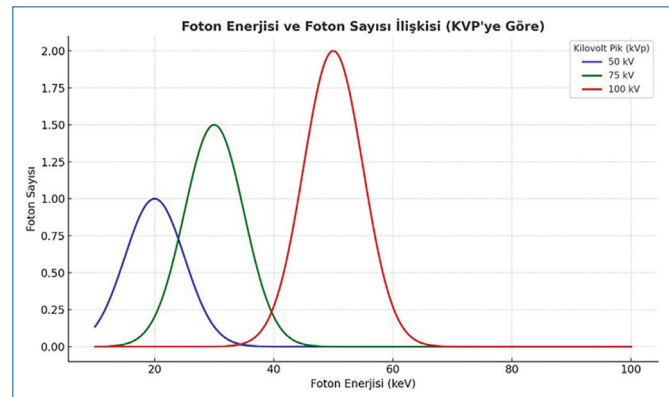
120-140 kVp) daha yoğun vücut bölgeleri veya yüksek hacimli hastalar için uygun daha delici X-ışınları üretirken, daha düşük kVp (örn. 80-100 kVp) fotoelektrik etki ile görüntü kontrastını artırır.

Kilovolt pik'i azaltmak (dozu azaltır), fotonların sayı 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 görüntülenmesinde, 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 sayı ve enerjisinin arttığına dikkat ediniz.

Tablo 1. BT 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 kaçınin.
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 kaçınin.
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.

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

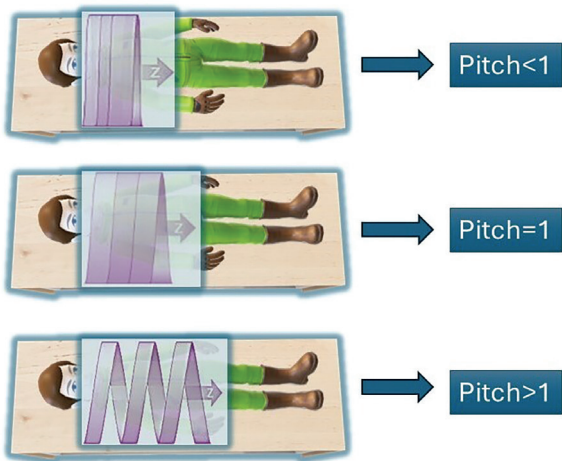
modülasyonda ise mA, tüp hasta etrafında dönerken gantrinin farklı açılarında karşılaşılan kalın bölgelerde artırılır ve ince bölgelerde azaltılır. Otomatik ekspozur kontrolü; belirlenen görüntü kalitesine, en az radyasyon dozu ile ulaşmak amacıyla ışınlamayı düzenler [18]. Hastanın gantri içinde doğru 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.

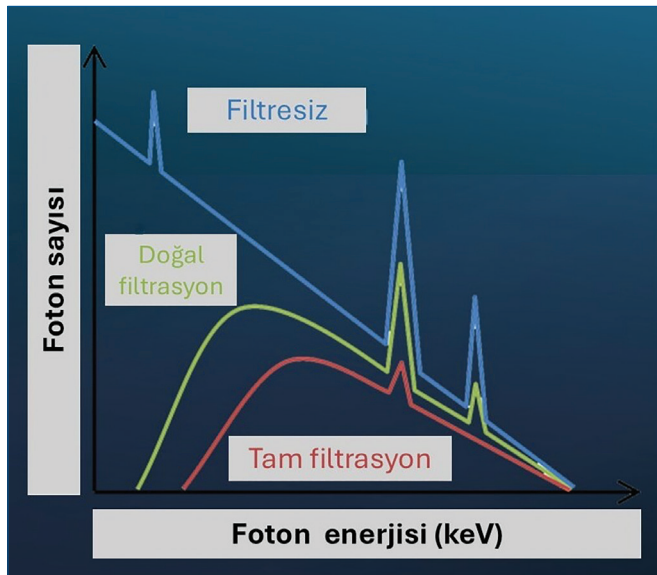
Düşük kontrastlı küçük detayların net şekilde görüntülenmesi için yüksek MTF ve yüksek DQE değerlerine sahip bir dedektör

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].



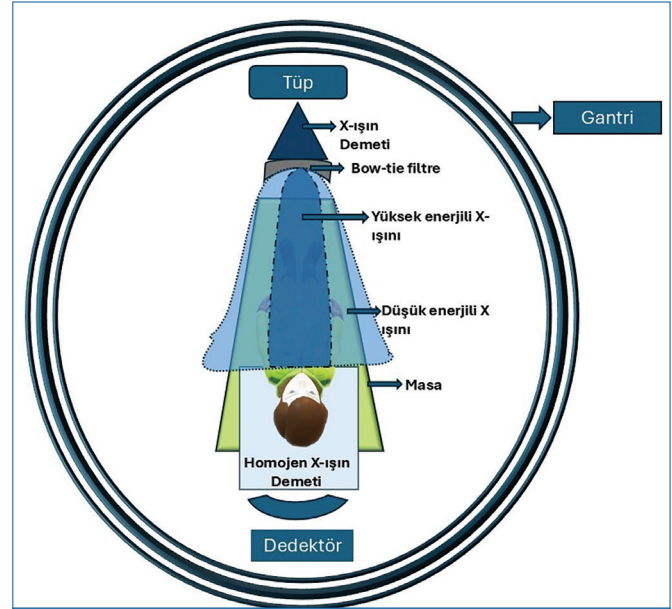
Resim 3. Filtrasyonun X-ışını enerji spektrumuna etkisi. Filtrasyon uygulanmadığında düşük enerjili fotonların spektrumda geniş yer kapladığına, filtrasyon arttıkça yüksek enerjili fotonların oranının arttığına dikkat ediniz.

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 düzelterek 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, Meze 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, Szczukutowicz 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 doz 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