

Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Doz Kontrolü ve Düşük Doz Çekim Teknikleri

C. Çınar Başekim¹ , Atilla Arslanoğlu² 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Radyasyona bağlı riskler içermesine karşın bilgisayarlı tomografinin (BT) tercih edilme nedenleri
- BT incelemelerde genel doz azaltma stratejileri
- Otomatik tüp akım modülasyon sistemleri hakkında genel bilgi
- Düşük tüp akımı (mA) ve düşük tüp gerilimi (kV) ile doz azaltma uygulamaları

Başekim CC, Arslanoğlu A. Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Doz Kontrolü ve Düşük Doz Çekim Teknikleri. Trd Sem 2020; 8: 129-147.

GİRİŞ

Bilgisayarlı tomografi (BT) 1970'li yılların başında tıbbi amaçlı olarak kullanılmaya başlandığı dönemde kullanımı nispeten sınırlı iken spiral tomografi ve daha sonra da çok kesitli BT (ÇKBT) sistemlerinin kullanıma girmesi ile kullanımında belirgin bir artış olmuştur [1-4]. Günümüzde tıbbi radyasyon maruziyeti içerisinde BT incelemeler çok önemli bir yer tutmaktadır.

Tüm radyolojik incelemelerin %5'ini oluşturan BT görüntüleme yöntemlerinden alınan radyasyonun yaklaşık %50-70'inden sorumludur [2, 5]. BT kullanımının giderek artması beraberinde doza bağlı olası riskleri de gündeme getirmiştir. BT inceleme sırasında verilen radyasyonla ilgili en önemli riski kanser oluşturma riskidir. Radyasyon ve kanser riski arasındaki

ilişki ile ilgili çok farklı görüşler olmakla birlikte bugün “kanser riski ile radyasyon dozu arasındaki ilişki lineerdir ve eşik değer yoktur, doz arttıkça risk artar” görüşü genel olarak kabul görmektedir [6-8]. Normalde tek bir BT incelemede verilen doz ciddi riskler taşımaz. Ancak radyasyona bağlı kanser riski tekrarlarla artan özellikte olduğu için tekrar edilen her BT tetkiki bu birikime katkıda bulunur.

Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP) 1 mSv radyasyonun 1.000.000 bireyde 50 ek ölümcül kansere yol açacağını tahmin etmektedir. Bu da, doz kontrolü yapılmaksızın torakoabdominal BT inceleme yapılan (yaklaşık 10 mSv) 2.000 hastadan birinde bu incelemeye bağlı kanser ortaya çıkmasının beklenebileceği anlamı taşır [9].

Kırk yaşında kadın hastaya çekilen koroner BT-anjiyografi sonrası kanser gelişim riski

¹Bayındır İçerenköy Hastanesi, Radyoloji Bölümü, İstanbul, Türkiye

²BR CARE Görüntüleme Merkezi, Radyoloji Bölümü, Ankara, Türkiye

✉ C. Çınar Başekim • cinarbasekim@yahoo.com

1:270 iken aynı gruptaki erkek hastada risk 1:600 olarak tahmin edilmektedir. Yine hesaplanan bu riskler 20 yaşındaki hastada iki kat fazla iken, 60 yaşındaki hastada %50 daha az bildirilmiştir [3, 10].

Radyasyonun riskleri çocuklarda daha da önemlidir. Çocuklarda bu risklerin daha fazla olmasının nedenleri şu şekilde sıralanabilir [1, 2, 6, 7, 11-13]:

- Büyüme ve gelişme dönemindeki dokuların radyasyona hassasiyetleri daha fazladır.
- Radyasyona bağlı kanser gelişmesi için uzun yıllar geçmesi gerekir. Çocuklarda yaşam beklentisi daha fazla olduğu için kanserojen etkinin ortaya çıkma olasılığı artar.
- Erişkinler için belirlenen inceleme parametreleri ile çocuklara çekim yapılırsa çocukların vücut kitlesi daha küçük olduğundan alacakları toplam radyasyon çok daha fazla olur.

Radyasyona bağlı riskler içermesine karşın neden BT'yi tercih ediyoruz? Bunun sebeplerini şu şekilde sıralamak mümkündür:

- Hızlı, kolay uygulanan bir tekniktir. Bu nedenle özellikle nefesini tutmakta veya hareketsiz yatmakta zorlanan hastalarda tercih edilmektedir.
- Görüntü kalitesi yüksektir. Özellikle yeni cihazlarda rekonstrüksiyon algoritmaları ile farklı planlarda ve üç boyutlu görüntüler elde etmek mümkün olmaktadır.
- BT anjiyografi, BT ürografi gibi nispeten yeni geliştirilen yöntemler alternatif olan konvansiyonel yöntemlere sıklıkla tercih edilmektedir
- Çeşitli girişimsel işlemlerde rehber yöntem olarak tercih edilmektedir.
- Manyetik Rezonanstaki (MR) kadar kapalı bir alan olmadığı için kapalı yer korkusu olan hastalarda tercih edilmektedir.
- Kullanıcı bağımlılığının daha az olması Ultrasonografiye (US) karşı avantaj sağlar.
- Son zamanlarda belirli durumlarda BT ile tarama gündeme gelmeye başlamıştır.
- Herhangi bir hastalığı atlama endişesi ile endikasyonlar geniş tutulabilmektedir.

BT'nin hızlı uygulama özelliği, yüksek görüntü kalitesi ve yeni uygulama alanları ile

yaygın ve bazen gereksiz kullanımına neden olmaktadır. İnceleme hızı arttıkça esas olarak incelenmesi gereken alanlar dışında daha geniş alanları tarama eğilimi oluşmaktadır. Doz ayarlamasının öneminin bilinmemesi veya önemsenmemesi inceleme sırasında gereğinden fazla doz verilmesine neden olabilmektedir. Konvansiyonel yöntemlerde fazla doz görüntü kalitesini bozarken BT'de rezolüsyonu arttırmaktadır. Bu da bilinçli olmayan uygulayıcılar tarafından fazla doz verilmesine neden olabilir. PET-BT gibi hibrit yöntemler de uygulama alanı ve dozun artmasına neden olmaktadır.

BT İNCELEMELERDE DOZ AZALTMA STRATEJİLERİ

Radyasyon içeren yöntemlerle yapılan incelemelerde hastaları radyasyondan koruma ve en az dozu vermek konusunda iki önemli nokta vardır. Öncelikle yapılacak incelemenin gerekliliği (justification) değerlendirilmelidir; tetkikin sağlayacağı yararlılık diğer tetkiklere göre daha yüksek olmalıdır; AHARA (Benefits as High as Reasonably Achievable). Eğer tetkik yapılacaksa optimal şekilde (optimisation) yapılmalıdır, doz mümkün olduğunca düşük (ALARA-Dose as Low as Reasonably Achievable) ve işlemin de mümkün olduğunca güvenilir (ASARA-Procedures as Safe as Reasonably Achievable) şekilde yapılması gerekir. Hastanın alacağı dozu minimum düzeyde tutmak için öncelikle tetkiki isteyen doktor ve tetkiki yapan radyoloji uzmanı/teknisyeninin bu konuda bilinçli olması, isteklerin belirli bir algoritmaya uygun olarak yapılması gerekmektedir [11, 12, 14].

Doz azaltma stratejilerinde dikkat edilecek konular aşağıda incelenmiştir.

Çekim Endikasyonunu Belirlemek

Uygun endikasyonu belirleyip gereksiz BT incelemelerinden kaçınmak doz azaltma stratejileri içerisinde en önemlisidir. BT, ancak hasta için kesin bir tıbbi gerekliliği varsa kullanılmalıdır. Gerekirse hastanın doktoru ile de görüşe-



Resim 1. A, B. Sol alt kadranda ağrısı olan hastada standart protokolle yapılan incelemede (A) etkin doz 4,7 mSv olup sol üreter distal ucuna uyabilecek bölgede milimetrik opasite mevcuttur. Daha sonra düşük dozla yapılan kontrol incelemede (B) etkin doz 0,17 mSv'dir. Dozdaki düşüş oranı 1/27'dir. Kontrol incelemede gürültü, parankimal organların değerlendirilmesini zorlaştıracak derecede yüksektir ancak opasiteyi aynı şekilde değerlendirmek mümkün olmuştur (Prof. Dr. Ercan Karaarslan'dan).

rek görüntülenmesi istenen bölgenin US, MRG gibi radyasyon içermeyen tetkiklerle görüntülenebilirliği araştırılmalıdır.

Pediyatrik BT incelemelerinin %25-35'inin doğru endikasyonda yapılmadığı bildirilmektedir [14]. Böyle bir tetkik hastaya gereksiz yere doz vermeye neden olur.

Inceleme Alanını Sınırlamak

Özellikle hızlı BT görüntüleme tekniklerinin gelişmesi ile tetkik sırasında incelenmesi gereken alan dışında görüntü alanının gereksiz yere genişletilmesi konusunda genel bir eğilim oluşmuştur. Bu durum gereksiz bir radyasyon maruziyetine neden olur. BT inceleme mutlak yapılacaksa incelenmesi gereken alan iyi belirlenerek sadece bu alana yönelik inceleme yapılmalıdır [15, 16].

Çok Fazlı İncelemelerden Kaçınmak

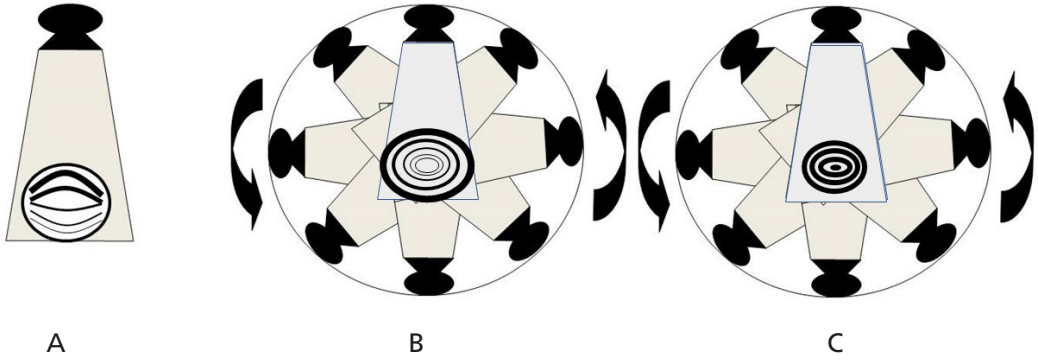
BT inceleme düşünülen patolojiye göre farklı fazlarda (kontrastsız/kontrastlı) yapılabilir. Tetkik sırasında faz sayısının artırılması dozu da artırır. Bu nedenle tetkikte gereksiz fazlardan kaçınılmalıdır. Çocuklarda tek fazlı BT inceleme sıklıkla yeterli olup yalnızca

%1-3 oranında çok fazlı BT tetkikinin gerekeceği bildirilmektedir [1, 2, 7, 15, 16].

Günümüzde bazı gelişmiş BT cihazlarında bulunan çift enerji tekniğinde aynı anda iki farklı kilovoltaj değeri ile inceleme yapılır. Bu teknikle yapılan kontrastlı bir incelemede görüntüdeki iyota bağlı kontrast daha sonra görüntüden çıkarılarak sanal kontrastsız görüntü elde olunur. Böylece tek fazlı bir incelemeden hem kontrastlı hem de kontrastsız görüntü elde etmek mümkündür. Bu da toplam dozun azalmasını sağlar [5, 17].

Kontrol BT Tetkiklerinden Mümkün Olduğunca Kaçınmak

Kontrol incelemelerde BT tetkiklerden mümkün olduğunca kaçınılmalı, mümkünse US, MRG gibi radyasyon içermeyen tetkiklere yönelmelidir. Özellikle çocuklarda bu tekrarlar yaşam boyu kanser riskini belirgin şekilde artırır. Kontrol incelemenin mutlaka BT ile yapılması gerekiyorsa, bunun mümkün olduğunca düşük dozda yapılması gerekir. Tanısal incelemelerde kabul edilemeyecek seviyelerdeki gürültü düzeyleri kontrol incelemelerde değerlendirme açısından çok sorun çıkartmayabilir (Resim 1) [2, 5, 7, 17].



Resim 2. A-C. (A) Konvansiyonel radyografik incelemelerde hastanın tüpe yakın olan tarafı daha fazla doza maruz kalırken tüpten uzak tarafın alacağı doz daha azdır. (B) BT incelemede tüp hasta etrafında döndüğü için periferden merkeze doğru bir doz dağılımı olur. Şişman hastalarda vücudun periferik bölgesi merkeze göre daha fazla radyasyona maruz kalır. (C) Zayıflarda ve çocuklarda aynı parametrelerle inceleme yapılırsa periferik ve merkezi bölgelerin alacağı doz benzer orandadır, bu nedenle toplam doz maruziyeti daha fazladır.

X-ışını Filtrasyonu

X ışını demeti heterojen yapıdadır. Görüntü oluşumu daha çok bu demeteki yüksek enerjili ışınlar sayesinde oluşur. Düşük enerjili ışınlar ise sıklıkla yüzeyel organlar tarafından absorbe edileceği için görüntü oluşumuna katkı sağlamaz ama yüzeyel organların doz almasına neden olur. Konvansiyonel radyografik incelemelerde vücudun tüpe yakın olan tarafında maruz kalınan doz daha fazla iken BT incelemelerde tüpün hasta etrafında dönmesi sonucu periferden merkeze doğru azalan bir doz dağılımı olur (Resim 2).

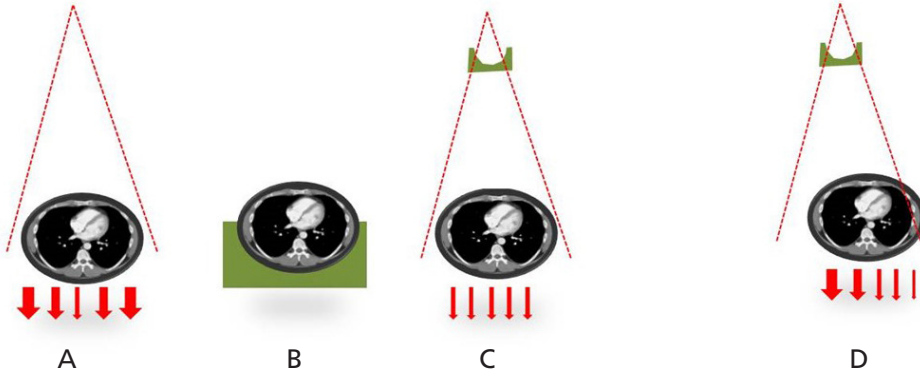
X ışını filtrasyonu ile vücuda girerek dokularda absorbe olan, hastanın aldığı dozu artıran ancak dedektöre ulaşmadığı için görüntü oluşturmaya etkisi olmayan yumuşak dozdaki X ışınlarının vücuda ulaşması engellenir [4].

Bu filtreler çeşitli şekillerde olabilirler. BT’de verilen radyasyonun vücut kesit anatomisine göre daha homojen dağılması için papyon filtreler geliştirilmiştir. Bunlar kenarları daha kalın, ortası daha ince filtrelerdir. Hastanın daha ince olan perifer bölgesine gidecek olan x-ışını miktarını azaltırken merkezi bölgeye daha fazla ışın yönelmesini sağlarlar. Papyon filtrelerin yüzey radyasyon dozunu düz filtreler göre %50 oranında azalttığı bildirilmiştir [5, 18].

Papyon filtreler incelenecek vücut bölgesine göre kardiyak filtre, vücut filtresi gibi bazı farklılıklar içerebilir. Bu filtrelerin optimal şekilde fonksiyon görebilmeleri için hastanın gantri içerisinde uygun şekilde (izosentrik) merkezlenmesi gerekir. Bu sağlanmadığı takdirde belli bölgelere daha fazla radyasyon verilirken bazı bölgelerde ise gereğinden az doz verilir (Resim 3). Bu da hem görüntü kalitesinin bozulmasına, hem de bazı bölgelerin gereksiz radyasyon maruziyetine neden olur. Bu merkezlemeyi sağlamak için otomatik akım ayarlama sistemlerine entegre edilen otomatik hasta merkezleme programları geliştirilmiştir [18]. Bu sistemlerde, topogram görüntüden hastanın geometrik merkezi hesaplanır ve gantri içerisinde hasta uygun şekilde yerleştirilir. Böylece doz ve görüntüde anlamlı düzeltilmeler sağlanır.

Yüzeyel Organ Koruyucuları Kullanmak

İnceleme sırasında meme, lens, tiroid, gonadlar gibi radyasyona duyarlı yüzeyel organların radyasyondan korunması önemlidir. Bu konuda uygun koruyucular ile bu organların radyasyondan korunmaları önerilmiştir. Bu organlar inceleme sırasında görüntü alanında kalıyorsa koruyucu olarak sıklıkla Bizmut kalkanlar önerilirken inceleme alanı dışında kalan yüzeyel



Resim 3. A-D. (A) BT incelemede hastanın nispeten kalın olan merkezi bölgesi daha az radyasyon alırken periferi daha fazla radyasyona maruz kalır. (B) Papyon filtreler vücut kesit anatomisine uygun hazırlanmış filtrelerdir, (C) bu sayede radyasyonun kesit anatomisine göre homojen dağılması sağlanır. (D) Bu filtrelerin optimal şekilde çalışması için inceleme sırasında hastanın gantri içinde uygun şekilde merkezlenmesi gerekir.

organlar kurşun koruyucular ile korunmaya çalışılmış ve böylece bu organlarda önemli bir doz azalması sağlanabileceği bildirilmiştir [4, 5, 19].

Ancak son zamanlarda yapılan çalışmalarda bu tip uygulamaların doz yönünden faydadan çok zarar getirebileceğini vurgulanmıştır [20]. **Gelişmiş BT cihazlarında kolimasyon üst düzeydedir. Bu nedenle kesit alanı dışında kalan organların maruz kaldıkları eksternal radyasyon önemsenmeyecek düzeydedir. Bu organlar genelde internal saçılma sonucu radyasyona maruz kalabilir ki bu durumda dışarıdan yapılacak koruma hiçbir yarar sağlamaz. Görüntü alanı dahilinde olan organlarda radyasyon koruyucu kalkanlar kullanmak uygun kullanılmadığı takdirde doz artımına neden olabilir; gelişmiş cihazların çoğunda bulunan otomatik doz ayarlama sistemleri nedeni ile eğer dedektöre yeterli doz gelmezse sistem dozu artırma şeklinde bir düzenlemeye gidebilir [20]. Bunlar yerine diğer doz azaltıcı yöntemlerin uygulanması, bu organların alacağı dozu belirgin şekilde azaltacaktır.**

görüntülenmesi gereken alanın dışında kalan bir ışınlama alanı söz konusudur. Uyarlanabilir doz kalkanları ile bu alanların doz alması önlenerek toplamda %10-38 oranlarına varan bir doz azalması sağlanabilir [21]. Uyarlanmış kolimasyon sistemleri tüp tasarımının bir parçasıdır. Sistem içindeki kalkanlar incelemeler sırasında incelemenin başlangıç ve son aşamasında uygun şekilde çalışarak bu alanların gereksiz yere radyasyon almasını önler (Resim 4).

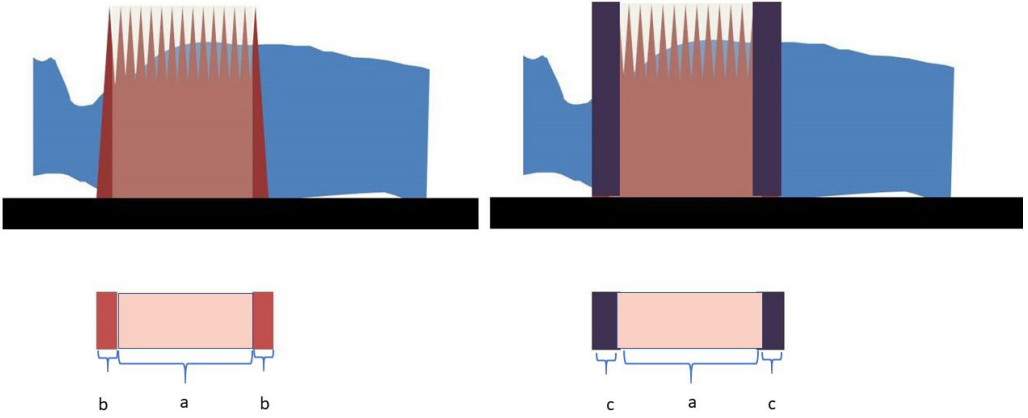
Gantri Dönüş Zamanı ve Pitch Değeri

Görüntüleme hızını etkileyen faktörlerdir. Gantri dönüş zamanının doz ile ilişkisi doğrusaldır, bunun kısalması hastanın radyasyona maruz kaldığı süreyi azaltarak dozun azalmasını sağlar [4, 5, 11]. ÇKBT cihazların çoğunda gantri dönüş zamanı 1 sn'nin altındadır. Gantri dönüş zamanını 2 saniyeden 1 saniyeye düşürmek radyasyon dozunu %50 azaltır. Ayrıca çekim ne kadar hızlı olursa, hareket artefaktları o kadar az olur. Böylece gereksiz tekrarlar ve anestezi gerekliliği büyük oranda azalır.

Pitch değeri tüpün tam bir dönüş süresinde masa ilerleme mesafesinin kesit kalınlığına oranıdır [2, 4, 5]. Hastanın maruz kaldığı radyasyonu direkt olarak etkiler. Pitch faktörünün yüksek olması incelenen bölgenin X-ışınına

Uyarlanmış Kolimasyon (Adaptive Collimation)

BT incelemede, incelenen bölgenin öncesinde ve sonrasında doza maruz kalan ancak



Resim 4. Uyarlanmış kolimasyon: ÇKBT incelemede görüntü alanının (a) her iki yanında bulunan ve radyasyona maruz kalan alanlar (b) vardır. Uyarlanmış kolimasyon ile (c) bu alanların gereksiz yere radyasyon alması engellenmiş olur.

maruz kalma zamanını azaltarak dozu azaltır. Ancak bu durumun görüntü kalitesini etkileyebileceği akılda tutulmalıdır.

Günümüzde çekim hızlarındaki ilerlemeler ve beraberinde diğer teknik gelişmeler sayesinde 1 saniyenin altında kalbi görüntülemek mümkün olabilmektedir. Böylece doz 1 mSv'in altına düşen dozlarda kalbin BT incelemeleri yapılabilmektedir. Bu hızlı çekimler özellikle aritmili ve nefes tutamayan hastalarda avantaj sağlar [5, 22].

Uygun Çekim Parametrelerini Belirlemek

BT'de dozu azaltmak, arka plan gürültüsünde artmaya yol açabilir. Doz arttıkça sinyal/gürültü oranı ve dolayısıyla görüntü kalitesi artar. Doz ayarlamalarında hedef tanısal bilgiyi kaybetmeden uygun görüntü kalitesini ve kabul edilebilir gürültü oranını sağlayan en düşük dozu elde etmektir. Bu da çeşitli parametrelerle sağlanabilir. Bu parametrelerden en çok üzerinde durulanlar tüp akımı (mA), tüp gerilimidir (kVp).

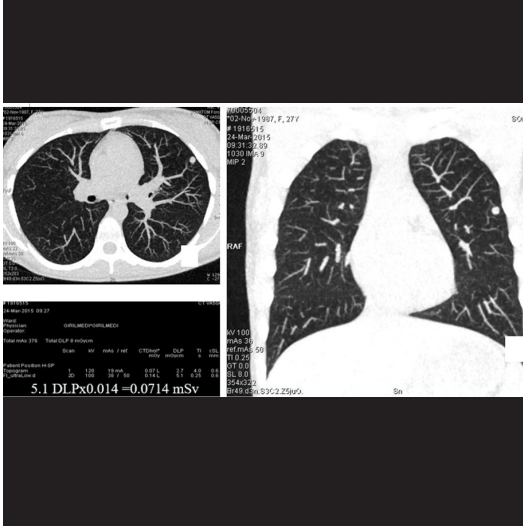
Tüp akımı (mA) ve tüp akımı ışınlama süresi (mAs)

Tüp akımı tüpten üretilen X ışını miktarı ile ilişkilidir. Bunun, gantri dönme süresi ile çarpı-

mı tüp akımı ışınlama süresini (mAs) verir. **Tüp akımı ve radyasyon dozu arasındaki ilişki doğrusaldır ($Doz \propto mAs$).** Tüp akımını %50 azaltmak radyasyon dozunu %50 azaltır. **Pratikte doz azaltma parametreleri içerisinde en kolay uygulanabilen parameter tüp akımını azaltmaktır [4, 5, 11, 23, 24]. Ancak bunun dikkatsiz yapılması gürültüyü artırarak görüntü kalitesinin düşmesinde neden olabilir.**

Akciğerdeki yüksek kontrastlı lezyonların saptanmasında belli bir miktar gürültü tolere edilebildiğinden mAs azaltılabilir. Akciğer parankim lezyonlarının incelenmesi ve takibinde düşük mA değerleri ve diğer düşük doz uygulamaları ile günümüzde bir akciğer radyografisi dozuna yakın dozlarda tomografik inceleme yapmak mümkün olabilmektedir (Resim 5) [5]. Diğer yandan karaciğerdeki düşük kontrastlı bir lezyonun saptanması için gürültünün düşük olması gerektiğinden mAs'ın azaltılması bu lezyonların saptanmasını güçleştirebilir. Düşük mAs ile yapılan çekimler özellikle akciğerlerin ve paranazal sinüslerin incelenmesi, BT pnömokolon incelemeleri, üriner sistem taşlarının araştırılması ve BT rehberliğinde yapılacak girişimsel işlemlerde faydalıdır [25].

Radyolojik incelemeler sırasında maruz kalan radyasyon dozu hasta boyutları ile direkt olarak ilişkilidir. Tüp akımının hastanın boyutlarına göre ayarlanması, özellikle çocuklarda ve zayıf hastalarda dozda önemli derecede



Resim 5. Sol akciğerde nodül olan hastada ultra düşük doz toraks BT protokolünde yapılan inceleme. Topogram hariç etkin doz değeri 0,0714 mSv olup bu değer ortalama 0,05 mSv dozlarında yapılmakta olan bir direkt akciğer radyografisi dozuna çok yakındır (Prof. Dr. Ercan Karaarslan'dan).

azalma sağlar [1, 2, 5, 23]. Normalde iri hastalarda merkezdeki radyasyon miktarı yüzeydeki yaklaşık yarısı iken çocuklarda ve zayıf hastalarda merkezdeki ve yüzeydeki radyasyon miktarı hemen hemen aynıdır (Resim 2). Bu nedenle, zayıf hastalarda doz düşürülmelidir [10]. Pediatrik çekimlerde çocuğun alacağı radyasyonu azaltmak amacıyla tanıyı etkilemeyecek gürültü miktarı tolere edilebilir.

Tüp akım ayarlamaları kullanıcılar tarafından hasta boyutuna göre manuel yapılabileceği gibi otomatik doz ayarlama sistemleri ile de yapılabilir.

Otomatik tüp akım modülasyon (OTAM) sistemleri

BT cihazlarında, görüntü kalitesini bozmaksızın, radyasyon dozunu optimize etmeye ve hastanın alacağı dozu azaltmaya yarayan sistemlerdir [5, 26-28]. OTAM sistemleri denilen bu sistemlerde genellikle mA değerlerinde yapılan otomatik değişikliklerle doz ayarlamaları yapılır. Bu sistemler günümüzde birçok ÇKBT cihazlarında mevcuttur. Bazı sistemler otoma-

tik doz ayarlamasını tüp akımı yanında kilovoltaj değerlerini de ayarlayarak yapar.

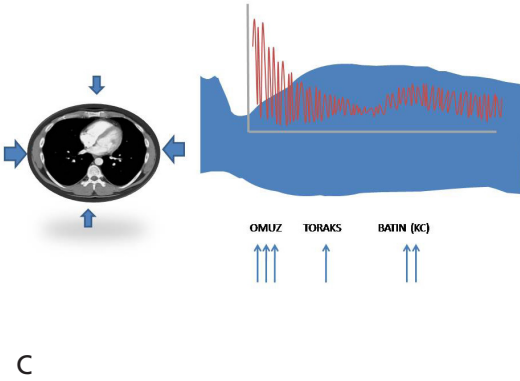
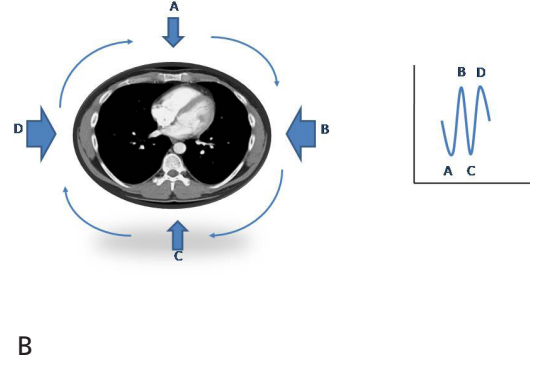
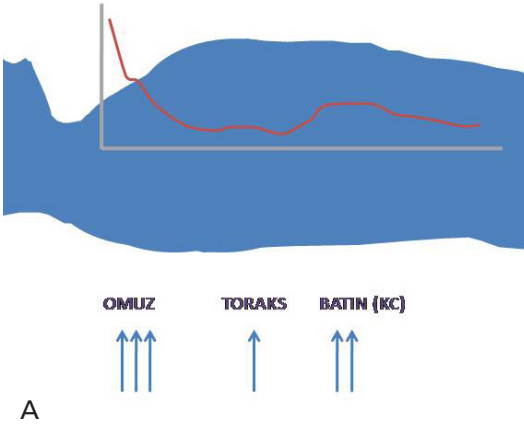
Genelde insan vücudunun kesiti tam olarak dairesel ve uniform bir yapıda değildir. Bu nedenle değişik kesitler için X-ışınının geçeceği mesafe ve attenuasyon değerleri farklılıklar gösterir. OTAM sistemlerinde bundan yola çıkarak tüp akımı otomatik olarak ayarlanır.

OTAM sistemleri farklı şekillerde tüp akımını ayarlayabilmektedir. Başlıca sistemler şunlardır (Resim 6):

- Anatomi esaslı
 - Boylamsal (longitudinal) modülasyon (z-eksis modülasyon)
 - Açısal (Angular) modülasyon (x-y planlı modülasyon)
 - Kombine modülasyon
- EKG esaslı

Boylamsal modülasyon konvansiyonel sistemlerde kullanılmakta olan otoekspojur sistemlerinin BT'deki karşılığıdır. İnsan anatomisi oldukça asimetrik bir yapıdadır. Bazı bölgelerde X-ışını attenuasyonu daha yüksek, bazı bölgelerde daha düşüktür. Bunun ayarlanabilmesi için önce AP ve/veya yan projeksiyonlarda topogram görüntüler alınır ve bu görüntülerde hastanın attenuasyon ve vücut bilgisi (incelenen bölgenin boyutları) elde olunur ve buradan yola çıkarak akım ayarlaması yapılır. Gürültü, tüm görüntülerde benzer değerdedir. Ayarlama hasta kesit anatomisinden bağımsızdır [4, 29]. İnsan anatomisi yan projeksiyon boyunca daha fazla değişim gösterdiği için yan topogram görüntüler ayarlama daha fazla bilgi sağlar. Örneğin, torakoabdominal bir incelemede ayarlama sonrasında toraksta bazı bölgelerde akım 35 mA'e kadar düşürülürken, pelviste 245 mA düzeylerine kadar çıkabilmektedir [27]. Üriner sistem taşlarını araştıran bir çalışmada, radyasyon dozunda %43-66 azalma olduğu halde taş saptama duyarlılığının düşmediği bildirilmiştir [28].

Açısal modülasyonda ise tüp akımındaki ayarlama hasta anatomisine göre yapılır. Doz



Resim 6. A-C. Otomatik tüp akım modülasyon sistemleri. (A) Boylamsal modülasyon: Topogram bilgisine göre doz ayarlaması yapılır. (B) Açısal modülasyon: Doz sinüzoidal şekildedir, tüp A ve C pozisyonlarında iken doz en az, B ve D pozisyonlarında iken en fazla düzeydedir. (C) Kombine modülasyon.

ayarlaması projeksiyon bilgileri kullanılarak, gerçek zamanlı yapılır. Aksiyel incelemelerde 360 derecelik (helikal incelemede 180 derece) rotasyon sırasında attenuasyon bilgileri elde olunur. Bu bilgiler ile bir sonraki kesitte tüp akımı modüle edilir [27, 30]. Bu yöntemde bir diğer metod da ellipsoid vücut yapısının x ve y çaplarına göre akım ayarlamadır. Bunda tüp akımı rotasyon sırasında sinüzoidal bir seyir gösterir. Örneğin omuzların olduğu bölgede X-ışını AP projeksiyonda, yan projeksiyona göre daha az attenuasyona uğrar. Bu nedenle AP projeksiyon sırasında doz önemli ölçüde düşürülebilir. Bu yöntemle toraksta %22, abdomende %15 oranında doz azalması sağlan-

bileceği bildirilmiştir [31]. Açısal modülasyonun çocuklarda, erişkinlere göre daha iyi sonuç verdiği bildirilmektedir.

Kombine modülasyon sistemleri ise x-y ve z aksı bilgilerini kullanarak akım ayarlaması sağlar [32]. Hem incelemenin başında z aksı boyunca alınan topogram bilgilerinden, hem de inceleme sırasında bir önceki kesitten sağlanan attenuasyon bilgilerinden yararlanılarak akım ayarlaması yapılır.

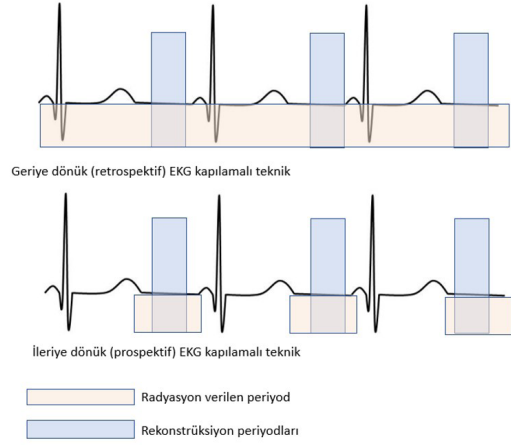
Tüp akımını otomatik olarak modüle eden sistemlerin çoğunda çocuk hastalar için özel programlar bulunur. Böylece çocuklarda doz kontrolünü daha kolay ve kısmen kullanıcıdan bağımsız olarak yapmak mümkün olabilir.

Gürültü indeksi (GI) değerine göre doz ayarlama: Radyasyon dozunu azaltmada en önemli sınırlama gürültünün artarak görüntü kalitesinin bozulmasıdır. Dozdaki azalma gürültüde $1/\sqrt{\text{mAs}}$ kadar artışa yol açar. Gürültü, kontrast yoğunluğunu etkileyerek özellikle karaciğer, beyin gibi düşük kontrastlı alanların incelemesinde görüntü kalitesini düşürür. Akciğer parankimi ve iskelet sistemi gibi yüksek kontrastlı alanların incelemesinde ise gürültü belli bir orana kadar tolere edilebilir. OTAM sistemlerinde ideal olan, sinyal/gürültü oranında bozulma olmaksızın tüp akımını ideal şekilde ayarlamaktır. Bunun için geliştirilen bir yöntem, gürültü değerleri baz alınarak doz ayarlaması yapmaktır. Bu sistemde kullanıcı tarafından seçilebilen gürültü indeksi (GI) değerlerine göre mA değerlerinin OTAM tarafından otomatik olarak ayarlanır [26].

EKG esaslı tüp akım modülasyon sistemleri: Kalp gerek kendi kasılmaları ve gerekse solunum hareketleri nedeni ile sürekli hareket halindedir. Kardiyak BT incelemede en önemli konu iyi bir görüntü elde edebilmek için en uygun rekonstrüksiyon aralığının belirlenmesidir. Kalbin hareketlerinden kaynaklanan artefaktları önlemek için kalbin hareketsiz ya da minimum hareketli olduğu zamanlarda görüntü alınmalıdır. Solunuma bağlı artefaktları önlemek için tetkik sırasında nefes tutturulur. Ancak asıl problem kalp kasılmalarından kaynaklanan hareket artefaktlarıdır [2, 5, 22, 33].

Kardiyak BT incelemelerde kalp kasılmalarından kaynaklanan artefaktları önlemek için EKG esaslı akım modülasyon sistemleri geliştirilmiştir [17, 30-33]. Bunun ayarlanması için görüntüleme ile eş zamanlı EKG alınır ve kalbin nispeten durağan olduğu T-P aralığında elde edilen verilerden görüntü oluşturulur. Bu iki şekilde yapılabilir (Resim 7).

1. Geriye dönük (retrospektif) EKG kapılamalı teknik: Tüm çekim sırasında hastaya X-ışını verilirken eş zamanlı kaydedilen EKG verileri kullanılarak elde edilen verilerden geriye dönük olarak istenilen bir fazda kesitsel görüntüler oluşturulur. Tüm



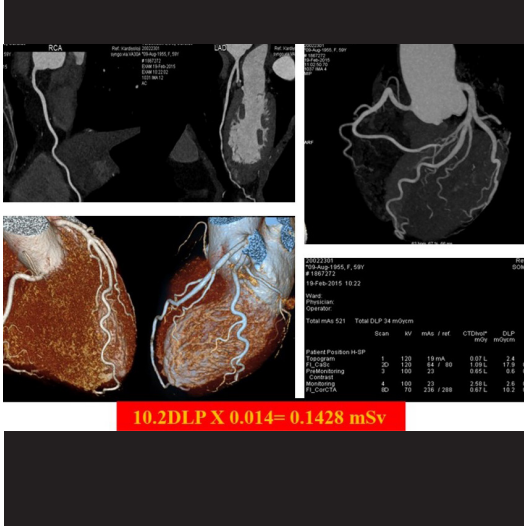
Resim 7. Geriye dönük ve ileriye dönük EKG kapılamalı inceleme teknikleri

inceleme sırasında radyasyon verilir ancak alınan görüntülerin sadece belli bölümlerinden yararlanılır.

2. İleriye dönük (prospektif) EKG kapılamalı teknik: İnceleme sırasında eş zamanlı alınan EKG verilerinden istifledeyle bir sonraki T-P aralığını önceden kestirmek ve sadece bu aralığa gelecek şekilde X-ışını verilerek inceleme yapılır. Bu R-R aralığının takriben %70-80'ine denk gelir. Bu yöntem "parsiyel görüntüleme" de denir. İşlem sırasında kalp hızında değişiklik olması görüntü kalitesini bozar. Bu nedenle kalp hızı değişken olmayan hastalarda iyi sonuç verir.

Geriye dönük EKG kapılamalı teknik kalp hızı değişikliklerinden daha az etkilenir, ancak doz daha fazladır. İleriye dönük EKG kapılamalı teknik kalp hızı değişken olmayan hastalarda daha iyi sonuç verir. Bu yöntemde maruz kalan radyasyon miktarı daha azdır [33]. Gelişmiş yöntemlerde koroner BT incelemede doz 1mSv altına kadar düşebilmektedir.

EKG esaslı görüntüleme teknikleri özellikle kalp incelemelerinde çok önemli bir adımdır. Beraberinde yüksek pitch değerleri, düşük mA ve düşük kVp teknikleri ve yüksek duyarlılığa sahip dedektör sistemlerinin gelişimi ile günümüzde çok düşük dozlarda koroner BT



Resim 8. Düşük kV, düşük mAs ve yüksek pitch (3,4) değerleri ile, dedektör duyarlılığı yüksek bir cihazda yapılan kardiyak BT incelemede dozu 1 mSv'in alındaki değerlere kadar düşürmek mümkün olabilmektedir (10,2 DLPX0,014=0,1428mSv) (Prof. Dr. Ercan Karaarslan'dan).

incelemeleri yapmak mümkün olabilmektedir (Resim 8) [5, 22].

Tüp gerilimi (kilovolt-kV)

X-ışını enerjisini belirler. Kilovolt artması akselere elektronların kinetik enerjilerinin artmasına neden olur. Uzaysal ve kontrast rezolüsyonunu etkileyen bir parametredir. Radyasyon dozu tüp voltajının karesi ile doğru orantılıdır ($\text{Doz} \propto \text{kV}^2$). Bu nedenle kV değerindeki küçük düşüşler dozda önemli azalmalara neden olur [4, 34, 35]. Tüp voltajının 120 kV'dan 100 kV'a düşmesi dozda %33 oranında azalma sağlar.

Bazı incelemelerde kV değerinde belli oranlarda düşüş yapmak görüntü kalitesinden ödün vermeksizin doz azaltımı sağlayabilir. Ancak tüp geriliminde uygun şekilde yapılmayan azaltım radyasyon dozunu azaltmakla birlikte gürültüyü artırıp doku kontrastını azaltabilir [35, 36].

Genellikle klinik uygulamalarda 70-140 arası kV kullanılır. Düşük kV kullanırken incelemenin endikasyonu, incelenecek bölge, düşünülen patoloji gibi bazı durumlar göz önünde bulundurulmalıdır. Yüksek yoğunluktaki doku-

lar doğal bir kontrasta neden olurlar. Bu dokular akciğer, hava yolu, kemik gibi doğal yapılar olabileceği gibi damar içerisindeki kontrast madde de benzer etkiyi oluşturur. Bu nedenle, bu yapıların incelemelerinde düşük kV (80-100 kVp) daha rahat uygulanabilir. Kontrastlı bir çalışmada 80 kV ile yapılan incelemede iyodun fotoelektrik absorpsiyonu daha fazla olacak ve iyoda bağlı kontrastlanma artacaktır. Bu tip çalışmalarda düşük kV ile elde olunmuş görüntüler tanısal bilgiyi sağlayabilir. Yumuşak dokular ise bu tip çalışmalar için çok uygun değildir. [23, 34, 37-39]. Karaciğer gibi solid organlarda görüntü kalitesinin azalması lezyonun saptanmasını engelleyebilir. Bu nedenle karaciğer gibi solid organlarda düşük kV uygulamalarında bu durum göz önünde bulundurulmalıdır.

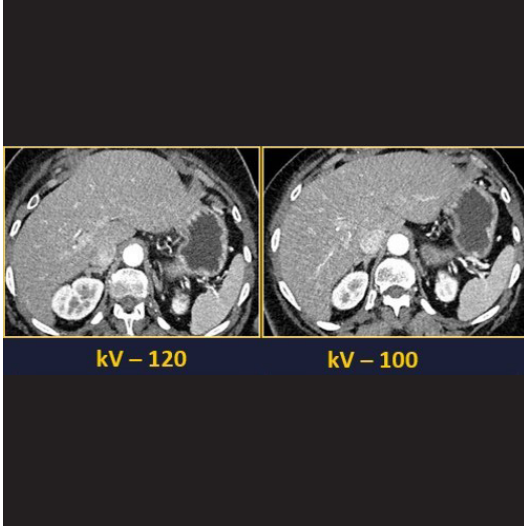
Çocuklarda ve zayıf hastalarda incelemeler sırasında kVp düşürülebilir. Kilolu hastalarda daha çok foton enerjisi gerekli olduğundan diyagnostik kalite için yüksek kV kullanılması gerekebilir.

Düşük kV ile yapılan incelemelerde görüntünün tanısal kalitesini korumak için İteratif Rekonstrüksiyon (IR) tekniği kullanılır. Buna göre tüp akımında da belirli artış sağlanır. Özellikle çok kilolu hastalarda bu tür cihazlarda incelemenin yapılması uygun olur.

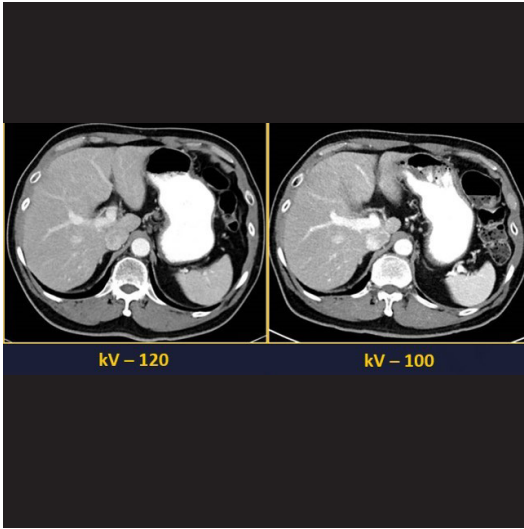
Optimal kV seçimi başlıca iki şekilde yapılır:

1. Manuel kV seçimi: Hastanın boyu, kilosu, vücut kitle indeksi (BMI), karın yan genişliğine göre teknisyen tarafından subjektif olarak yapılır.
2. Otomatik atenuasyon bazlı kV seçimi: Hastanın boyu, vücut bölümleri ve incelemenin amacına yönelik olarak BT cihazları tarafından otomatik olarak kV hesaplanır. Atenuasyon bazlı otomatik kV seçiminde BT'de Z aksiste mAs hesaplanması farklı kV ye göre görüntü kalitesi için hesaplanır.

BT cihazlarındaki gelişen teknoloji ile özellikle ilk alınan topogram görüntülerde kontrast-gürültü oranı (CNR) hastanın incelenecek bölgesine göre optimum kV ile mAs değerleri hesaplanır ve düşük radyasyon dozunda optimum görüntü kalitesi sağlanması hedeflenir. Burada teknisyenin herhangi bir işlem yapmasına gerek yoktur. Cihaz otomatik olarak dozu hesaplar. Otomatik kV seçiminin diğer yön-



Resim 9. 120 kV ve 100 kV ile elde edilmiş görüntüler izlenmektedir. Etkin doz 120 kV'de 6,5 mSv iken 100 kV de elde edilen görüntüde etkin doz 4,4 mSv dir. Yaklaşık %33 doz azaltılması sağlanmıştır.

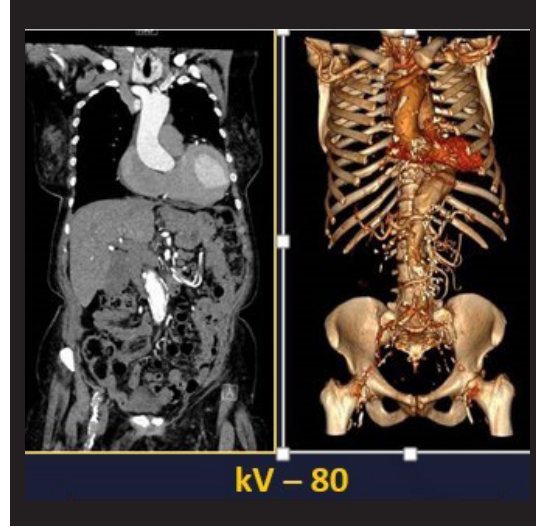


Resim 10. 120 kV'de karaciğer parankim dansitesi 99,6 HU ölçülmüştür. 100 kV'de karaciğer parankimi 117 HU ölçülmüş olup düşük kV'de parankim kontrastlanması daha yüksektir.

temlere göre daha fazla radyasyon doz azaltımı sağladığı çalışmalarda belirtilmiştir [36].

Düşük kV incelemenin başlıca faydaları şunlardır [5, 40, 41]:

1. Radyasyon dozunun azaltılmasını sağlar. Bu özellikle çocuklarda, gençlerde ve sık aralıklarla BT çekilen hastalarda oldukça faydalıdır (Resim 9).
2. Düşük kV dokularda daha yüksek paranki-



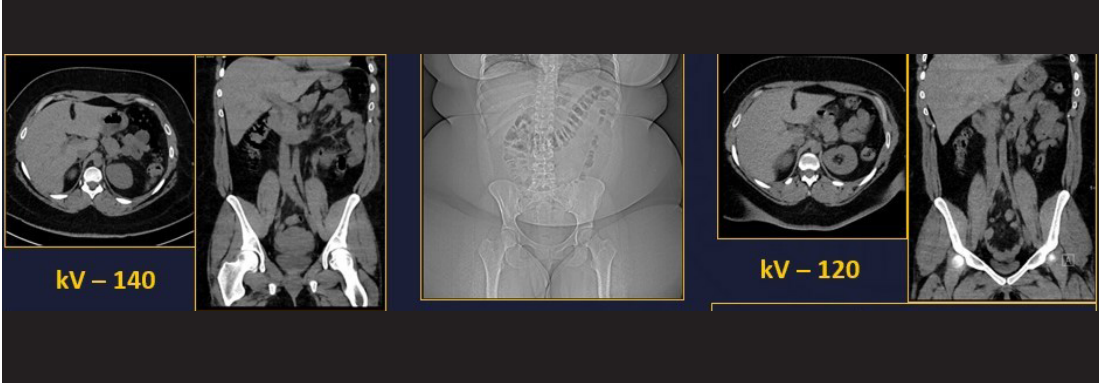
Resim 11. Seksen yaşındaki renal yetmezlikli hastada 24 mL kontrast madde enjeksiyonu sonrası 80 kV'de yapılan incelemede torakoabdominal aort anevrizması izlenmektedir. Kontrast maddenin düşük dozuna rağmen oldukça iyi tanısal görüntüler elde edilmiştir.



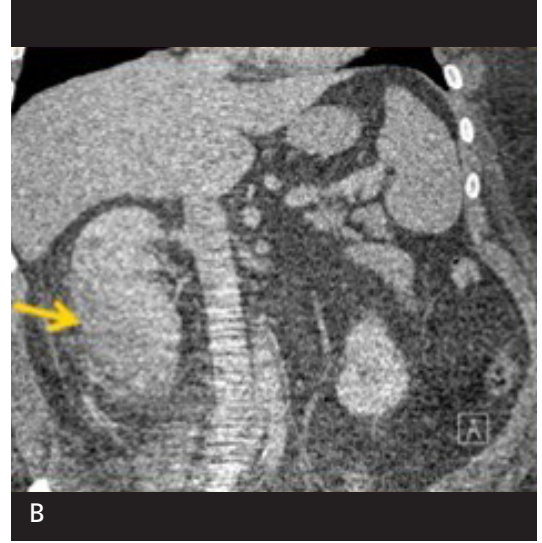
Resim 12. Hepatosellüler karsinom tanılı 72 yaşındaki erkek hastada radyofrekans ablasyon öncesi BT incelemede CTDIvol 14,44'dür.

mal kontrast sağlar. kV azaldığı zaman ortalama foton enerjisi azalır ve iyot atomunun k sınırına (33,2 keV) yaklaşır. Böylece fotoelektrik etki ile iyot atomu ile etkileşim ve X ışını atenüasyonuna bağlı olarak daha yüksek kontrast elde edilir (Resim 10).

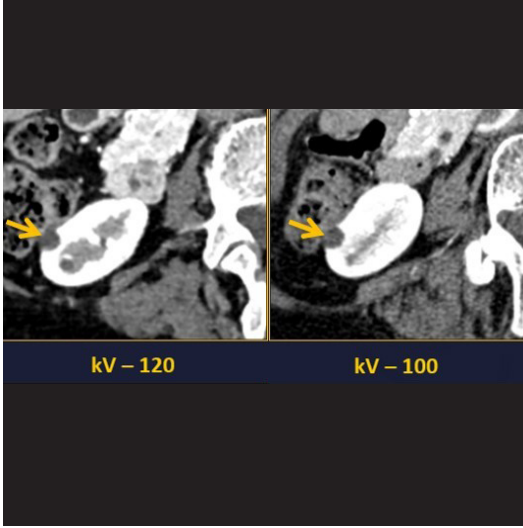
3. Düşük kV tekniği ile kontrastlı incelemelerde daha az kontrast madde dozu ve daha düşük



Resim 13. Düşük kV uygulamasında görüntüde gürültü artmaktadır. Topogramda hastanın çok kilolu olduğu görülmektedir. 140 kV'de alınan görüntüde gürültü 10,6 iken 120 kV'de gürültü 13,3'e yükselmiştir. 140 kV'deki kontrast-gürültü oranı (CNR) 14,6 iken 120 kV'de 13'e inmiştir. Sinyal-gürültü oranı (SNR) 3,6'dan 3,1'e düşmüştür.



Resim 14. A-C. Foton açlığı (starvasyonu) görülmesi düşük kV uygulamanın sınırlamalarından biridir. Bu hastalarda kV artırılması ve IR tekniği kullanılması gerekmektedir. Elli yaşındaki çok kilolu hasta, (vücut kitle indeksi: 67,2 kg/m²). (A) Topogram görüntüsünde yumuşak doku gölgesindeki artış izlenmektedir. (B) 120 kV'de FBP ile elde edilen görüntüde gürültü 28,1 olup sağdaki renal subkapsüler hematoma (Ok) net olarak izlenememektedir. (C) 140 kV'de IR ile elde edilen görüntüde gürültü 18,1'e düşmüş ve subkapsüler hematoma izlenebilmektedir (Ok).



Resim 15. Düşük kV'li BT incelemelerde atenuasyonda artış izlenir. Bazı lezyonların takibinde farklı kV ile incelemeler yapıldığında değerlendirmede yanlışlığa neden olabilir. Sağ böbrekte 1,1 cm çapında kortikal kisti olan hastada 120 kV'de kistin atenuasyon değeri 15 HU'dır (Ok). 100 kV'de takip BT incelemesinde atenuasyonu 23 HU ölçülmüştür.

enjeksiyon hızı ile inceleme yapılabilir. Bu nedenle özellikle böbrek yetmezliği olan hastaların incelemelerinde yardımcı olur (Resim 11).

Düşük kV'nin farklı klinik uygulama alanları mevcuttur. Bunlardan bir tanesi vasküler nöroradyoloji uygulamalarıdır (Video 1. See corresponding video/movie images at <https://doi.org/10.5152/trs.2020.838>). Diğer bir örnek ise girişimsel radyoloji uygulamalarıdır (Resim 12 ve Video 2. See corresponding video/movie images at <https://doi.org/10.5152/trs.2020.838>).

Düşük kV uygulamanın sınırlamaları ise şunlardır [36, 42]:

1. Görüntüde gürültünün artmasına neden olur. Tüm parametreler sabitken kV azaltılırsa gürültü artar, CNR ile SNR (signal-to-noise) azalır ve özellikle kilolu hastalarda görüntü kalitesi azalır (Resim 13).
2. Foton starvasyonu (açlığı) görülür. Kilovoltu azaltmak ortalama ve pik foton enerjilerini de azaltır. Görüntünün tanısal kalitesini korumak için ya yüksek kV kullanılmalı veya IR gibi rekonstrüksiyon yöntemleri kullanılmalıdır (Resim 14).
3. Düşük kV de streak (metalik cisimlere bağlı) artefakt artar ve görüntü kalitesini düşürür.
4. Düşük kV'li BT incelemelerde atenuas-

yonda artış izlenmektedir (Resim 15). Bu nedenle özellikle bazı lezyonların takibinde farklı kV ile incelemelerde yanlışlığa neden olabilir.

Düşük kV'de tanısal kalitede görüntüler elde edebilmek için ya mAs artırılmalı ya da IR algoritmaları kullanılmalıdır. Bu şekilde mAs'daki küçük artışlar ve IR yönteminin gürültü azaltma algoritmi ile görüntü kalitesinde çok ödün vermeden radyasyon dozunda önemli azaltım sağlamaktadır (Resim 16) [36].

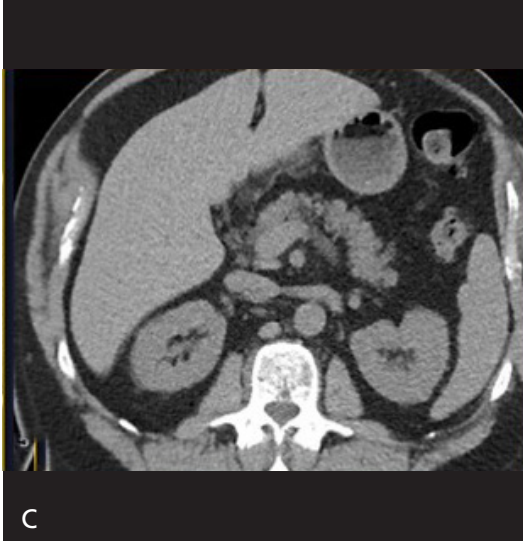
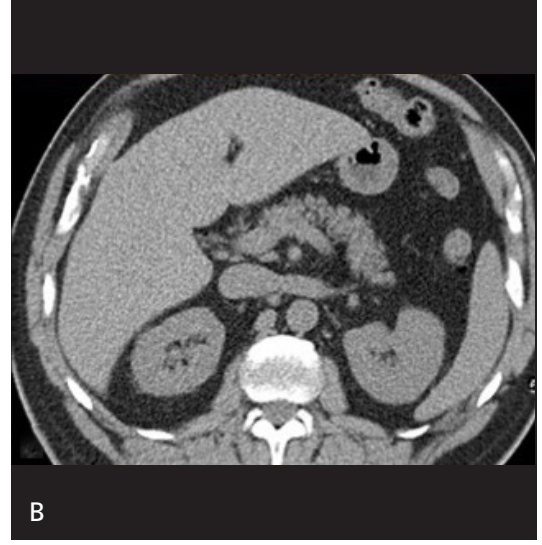
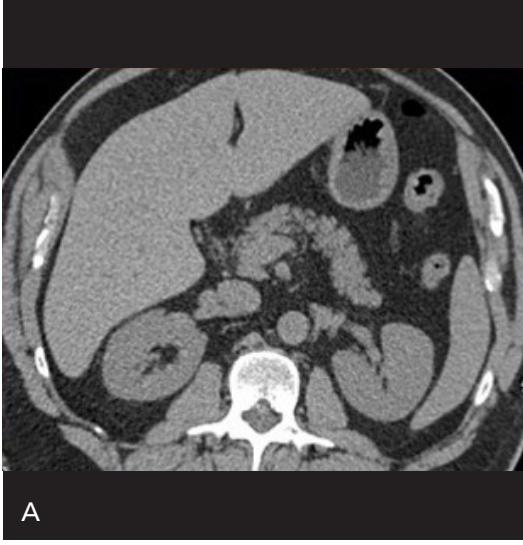
Tekrarlamalı (Iterative) Rekonstrüksiyon (IR)

BT'de dedektöre ulaşan ham veriden (raw data) uzaysal ya da kontrast çözünürlüğü yüksek görüntüler elde etmek için uygulanan matematiksel işlemlere rekonstrüksiyon algoritması adı verilir.

Normal BT teknolojilerinde filtrelenmiş geri yansıtma (filtered back projection-FBP) rekonstrüksiyon algoritması kullanılır [42, 43]. Bu teknik hızlı görüntü işleme olanağı sağlar. Saniyede 20 görüntüye kadar hızlı görüntü oluşturabilmektedir. Ancak bunun önemli bir dezavantajı, ham veride mevcut olan gürültüyü azaltmaz ve görüntü boyunca yayar. Bunun üstesinden gelmek dozu artırmakla mümkün olabilir.

Tekrarlamalı rekonstrüksiyon gelişmiş bir görüntü rekonstrüksiyon algoritmasıdır. **IR tekniğinde önce düşük doz uygulanarak bir ham veri elde olunur ve bundan bir görüntü oluşturulur. Bu görüntü ham verideki tüm görüntü bilgilerini içermektedir. Görüntüyü negatif etkileyen önemli miktarda gürültü de içerir. Daha sonra tekrarlayan düzeltmelerle görüntü netliği azaltılmadan ve veri kaybına neden olmadan gürültü ortamdan temizlenir [5, 42-44].**

Tekrarlamalı rekonstrüksiyon yöntem uygun bir görüntü kalitesine, %30-60'a varan oranda az dozla ulaşmayı sağlayabilir. Bazı durumlarda bu oranları daha da düşürmek mümkündür. Düşünülen patoloji ve incelenecek bölgeye göre en uygun doz ayarlaması yapılmalıdır (Resim 17). Çeşitli firmaların, farklı adlarla anılan IR teknikleri vardır (GE: ASIR ve VEO;



Resim 16. A-C. IR yöntemi ile görüntü kalitesinde çok ödün vermeden radyasyon dozunda önemli düşüş sağlanabilir. (A) 120 kV'de FBP ile elde edilmiş görüntüde etkin doz 11,5 mSv, gürültü ise 16,3'tür. (B) Aynı hastanın kV'si 100 de indiğinde FBP etkin dozu 7,7 mSv olup gürültü 22,3'e yükselmiştir. (C) 100 kV de IR tekniği ile yine aynı etkin dozda (7,7 mSv) gürültü 11,4'e inmiş ve görüntü kalitesi yükselmiştir.

Philips: iDose; Toshiba: AIDR; Siemens: SAFIRE ve ADMIRE).

IR tekniği düşük doz avantajı yanında incelemeler sırasında yüksek masa ve gantri hızlarına çıkılmasına da olanak sağlar. Tekniğinin en önemli dezavantajı, rekonstrüksiyon süresinin FBP tekniğine göre daha uzun olmasıdır [42].

Doz Kontrol ve Takip Sistemleri

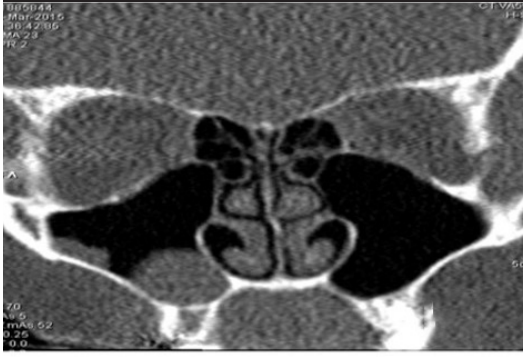
Günümüzde geniş tabanlı doz kontrol ve takip sistemleri sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Geliştirilen doz yönetim ve takip merkezleri ve programları ile uygulama temelli ve hasta

temelli doz takipleri yapılabilmektedir. Bu sistemlerde farklı marka ve modellerle yapılan değişik incelemelerden gelen doz bilgileri hasta bazında saklanarak doz takibi olanağı sağlanır.

Uygun bir doz takibi için her bir tetkik için doz takibi ve kaydı yapılmalı, her hasta için doz takibi yapılmalı ve bunların kayıt ve takiplerini yapacak doz yönetim merkezleri kurulmalıdır.

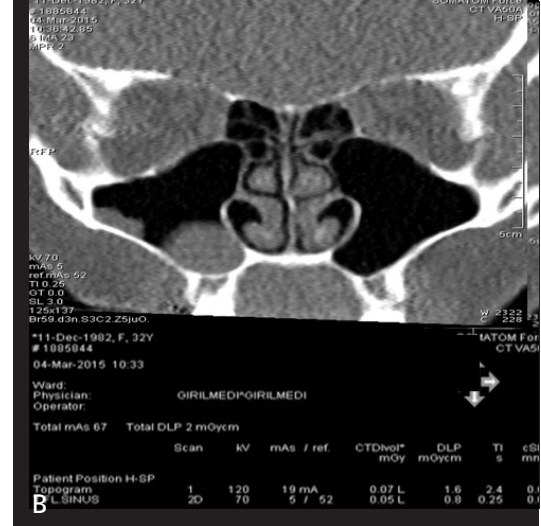
SONUÇ

BT birçok klinik durumda vazgeçilmez bir tanı yöntemidir. Her ne kadar radyasyona bağlı riskler içerse de gerekli klinik durumlarda



$$0.8\text{DLP} \times 0.0021 = 0.0018 \text{ mSv}$$

A



B

Resim 17. A, B. Çok düşük dozda (0,0018 mSv) yapılan paranasal sinüs incelemesi. İteratif rekonstrüksiyon (Siemens ADMIRE=Advanced Modeled Iterative Reconstruction) (A) kullanmadan önce ve (B) kullandıktan sonra elde olunan görüntüler. IR sonrası görüntü kalitesi artmıştır. Bu dozda çevre yapıları değerlendirmek mümkün olmamakla beraber paranasal sinüsleri değerlendirmek için yeterlidir (Prof. Dr. Ercan Karaarslan'dan).

(justification), belli prensiplere ve doz azaltma stratejilerine (optimisation) dikkat edilerek yapıldığı takdirde alınan risk minimal düzeylerde olup tetkikin sağlayacağı faydalar karşısında kıyaslanmayacak düzeydedir. En iyi BT tekniği hastanın klinik sorununa çözüm sağlayacak görüntüyü en düşük dozda elde edebilen tekniktir.

Teşekkür: Resim 1, 5, 8 ve 17 için Prof. Dr. Ercan Karaarslan'a teşekkür ederiz.

Video 1. Düşük kV tekniği ile 1,1 mSv'de elde olunan serebral BT anjiyografide 54 yaşındaki kadın hastada sağ MCA'da 1,3 cm çapındaki sakküler anevrizma izlenmektedir.

Video 2. Hepatosellüler karsinom tanılı 72 yaşındaki erkek hastada radyofrekans ablasyon öncesi BT incelemede CTDIvol 14,44'dür. Video görüntüsünde işlem esnasında CTDIvol 3,6 olarak ölçülmüş ve önemli derecede radyasyon azaltımı sağlanmıştır.

Kaynaklar

- [1]. Ceyhan Bilgici M, Başekim CÇ, Yazıcı Z, Çakmakçı H, Pabuşçu Y, Coşkun A. Çocuklarda bilgisayarlı tomografi ve radyasyon güvenliği - radyolog bilgilendirme platformu. Türk Radyoloji Derneği. Available from: URL: <https://www.turkrad.org.tr/assets/bilimsel-calisma/Doz-Brosur-MART-radyologlar.pdf>
- [2]. Başekim CÇ, Öztürk E. Radyasyon güvenliği açısından doz kontrolü. BT ve ÇKBT (erişkin ve pediatrik). TURKRAD 2007. Kongres Kurs Kitabı. 27-31 Ekim 2007.
- [3]. Işık Z, Selçuk H, Albayram S. Bilgisayarlı tomografi ve radyasyon. Klinik Gelişim 2010; 3: 16-8.
- [4]. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard J-A, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. Radiology 2004; 230: 619-28. [Crossref]
- [5]. Başar Y, Karaarslan E. Bilgisayarlı tomografide doz hesaplama ve düşük doz uygulamaları. In Gelal F, editor. Radyoloji Fiziği. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2019.p.92-100.
- [6]. AL-Rammah TY. CT radiation dose awareness among paediatricians. Ital J Pediatr 2016; 42: 77. [Crossref]
- [7]. Brody AS, Frush DP, Huda W, Brent RL. Radiation risk to children from computed tomography. Pediatrics 2007; 120: 677-82. [Crossref]
- [8]. Pierce DA, Preston DL. Radiation related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors. Radiat Res 2000; 154: 178-86. [Crossref]
- [9]. International Commission on Radiological Protection. ICRP-60. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford, UK: Pergamon Press; 1991.
- [10]. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim K-P, Mahesh M, Gould R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. Arch Intern Med 2009; 169: 2078-86. [Crossref]
- [11]. Başekim CÇ. Radyasyon doz kontrolü ve doz azaltma yöntemleri-pediatrik BT inceleme. Türkiye Klinikleri Radyoloji Özel Sayısı 2011; 4: 69-73.

- [12]. Ceyhan M. Pediatrik BT incelemelerinde radyasyon dozu. TRD İzmir Şubesi Pediatrik Radyoloji Sempozyumu Kitabı 2009; 47-9.
- [13]. The ALARA (as low as reasonably achievable) concept in pediatric CT intelligent dose reduction: Multidisciplinary conference organized by the Society of Pediatric Radiology-August 18-19, 2001. *Pediatr Radiol* 2002; 32: 217-31.
- [14]. Slovis TL. The ALARA concept in pediatric CT: Myth or reality? *Radiology* 2002; 223: 5-6. [\[Crossref\]](#)
- [15]. Food and Drug Administration. FDA public health notification: Reducing radiation risk from computed tomography for pediatric and small adult patients. *Pediatr Radiol* 2002; 32: 314-6. [\[Crossref\]](#)
- [16]. Frush DP. Pediatric CT: Practical approach to diminish the radiation dose. *Pediatr Radiol* 2002; 32: 714-7. [\[Crossref\]](#)
- [17]. McCollough CH, Primak AN, Saba O, Bruder H, Stierstorfer K, Raupach R, et al. Dose performance of a 64-channel dual-source CT scanner. *Radiology* 2007; 243: 775-84. [\[Crossref\]](#)
- [18]. Li J, Udayasankar UK, Toth TL, Seamans J, Small WC, Kalra MK. Automatic patient centering for MDCT: Effect on radiation dose. *AJR* 2007; 188: 547-52. [\[Crossref\]](#)
- [19]. Yilmaz MH, Albayram S, Yasar D, Ozer H, Adaletli I, Selçuk D, et al. Female breast radiation exposure during thorax multidetector computed tomography and the effectiveness of bismuth breast shield to reduce breast radiation dose. *J Comput Assist Tomogr* 2007; 31: 138-42. [\[Crossref\]](#)
- [20]. Marsh RM, Silosky M. Patient shielding in diagnostic imaging: Discontinuing a legacy practice. *AJR Am J Roentgenol* 2019; 212: 755-7. [\[Crossref\]](#)
- [21]. Deak PD, Langner O, Lell M, Kalender WA. Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multislice spiral CT. *Radiology* 2009; 252: 140-7. [\[Crossref\]](#)
- [22]. Karcaaltincaba M. Kardiyak bilgisayarlı tomografide güncel gelişmeler. *Trd Sem* 2013; 1: 1-5. [\[Crossref\]](#)
- [23]. Frush DP. Strategies of dose reduction. *Pediatr Radiol* 2002; 32: 293-7. [\[Crossref\]](#)
- [24]. Cody DD, Moxley DM, Krugh KT, O'Daniel JC, Wagner LK, Eftekhari F. Strategies for formulating appropriate MDCT Techniques when imaging the chest, abdomen, and pelvis in pediatric patients. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 182: 849-59. [\[Crossref\]](#)
- [25]. Karabulut N, Ariyürek M. Low dose CT: Practices and strategies of radiologists in university hospitals. *Diagn Interv Radiol* 2006; 12: 3-8.
- [26]. Kanal KM, Stewart BK, Kolokythas O, Shuman WP. Impact of Operator-Selected Image Noise Index and reconstruction slice thickness on patient radiation dose in 64-MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 189: 219-25. [\[Crossref\]](#)
- [27]. Althén JN. Automatic tube-current modulation in CT - a comparison between different solutions. *Radiat Prot Dosimetry* 2005; 114: 308-12. [\[Crossref\]](#)
- [28]. Kalra MK, Maher MM, D'Souza RV, Rizzo S, Halpern EF, Blake MA, et al. Detection of urinary tract stones at low radiation-dose CT with z-axis automatic tube current modulation: Phantom and clinical studies. *Radiology* 2005; 235: 523-9. [\[Crossref\]](#)
- [29]. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijck X, Mussen E, et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: Clinical evaluation. *Radiology* 2005; 237: 213-23. [\[Crossref\]](#)
- [30]. Deetjen AG, Möllmann S, Conradi G, Rolf A, Schermund A, Hamm CW, et al. Use of automatic exposure control in multislice computed tomography of the coronaries: Comparison of 16-slice and 64-slice scanner arteries with conventional coronary angiography. *Heart* 2007; 93: 1040-3. [\[Crossref\]](#)
- [31]. Jangland L, Sanner E, Persliden J. Dose reduction in computed tomography by individualized scan protocols. *Acta Radiol* 2004; 45: 301-7. [\[Crossref\]](#)
- [32]. Francone M, Napoli A, Carbone I, Cavacece M, Nardis PG, Lanciotti K, et al. Noninvasive imaging of the coronary arteries using a 64-row multidetector CT scanner: Initial clinical experience and radiation dose concerns. *Radiol Med* 2007; 112: 31-46. [\[Crossref\]](#)
- [33]. Sağsöz ME, Alper F. Kardiyak multi dedektör bilgisayarlı tomografide (MDBT) radyasyon dozu. *Trd Sem* 2013; 1: 16-25. [\[Crossref\]](#)
- [34]. Paterson A, Frush DP. Dose reduction in paediatric MDCT: General principles. *Clin Radiol* 2007; 62: 507-17. [\[Crossref\]](#)
- [35]. Hamberg LM, Rhea JT, Hunter GJ, Thrall JH. Multi-detector row CT: Radiation dose characteristics. *Radiology* 2003; 226: 762-72. [\[Crossref\]](#)
- [36]. Seyal AR, Arslanoglu A, Abboud SF, Sahin A, Horowitz JM, Yaghai V. CT of the abdomen with reduced tube voltage in adults: A practical approach. *Radiographics* 2015; 35: 1922-39. [\[Crossref\]](#)
- [37]. Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul J-P. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: Feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology* 2004; 231: 169-74. [\[Crossref\]](#)
- [38]. Schueller-Weidekamm C, Schaefer-Prokop CM, Weber M, Herold CJ, Prokop M. CT angiography of pulmonary arteries to detect pulmonary embolism: Improvement of vascular enhancement with low kilovoltage settings. *Radiology* 2006; 241: 899-907. [\[Crossref\]](#)
- [39]. Kaza RK, Platt JF, Goodsitt MM, Al-Hawary MM, Maturen KE, Wasnik AP, et al. Emerging techniques for dose optimization in abdominal CT. *Radiographics* 2014; 34: 4-17. [\[Crossref\]](#)
- [40]. Huda W, Lieberman KA, Chang J, Roskopf ML. Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. I. Radiation doses. *Med Phys* 2004; 31: 588-94. [\[Crossref\]](#)
- [41]. Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Liu D, Nakaura T, Tamura Y, et al. Lower tube voltage reduces contrast material and radiation doses on 16-MDCT aortography. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187: 490-7. [\[Crossref\]](#)
- [42]. 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. [\[Crossref\]](#)
- [43]. Xu Y, Zhang T, Hu Z, Li J, Hou H-J, Xu Z-S, et al. Effect of iterative reconstruction techniques on ima-

- ge quality in low radiation dose chest CT: A phantom study. *Diagn Interv Radiol* 2019; 25: 442-50. [\[Crossref\]](#)
- [44]. Gonzalez-Guindalini FD, Ferreira Botelho MP, Töre HG, Ahn RW, Gordon LI, Yaghmai V. MDCT of chest, abdomen, and pelvis using attenuation-based automated tube voltage selection in combination with iterative reconstruction: An inpatient study of radiation dose and image quality. *AJR Am J Roentgenol* 2013; 201: 1075-82. [\[Crossref\]](#)

Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Doz Kontrolü ve Düşük Doz Çekim Teknikleri

C. Cınar Başekim, Atilla Arslanoğlu

Sayfa 130

Radyasyon içeren yöntemlerle yapılan incelemelerde hastaları radyasyondan koruma ve en az dozu vermek konusunda iki önemli nokta vardır. Öncelikle yapılacak incelemenin gerekliliği (justification) değerlendirilmelidir; tetkikin sağlayacağı yararlılık diğer tetkiklere göre daha yüksek olmalıdır; AHARA (Benefits as High as Reasonably Achievable). Eğer tetkik yapılacaksa optimal şekilde (optimisation) yapılmalıdır, doz mümkün olduğunca düşük (ALARA-Dose as Low as Reasonably Achievable) ve işlemin de mümkün olduğunca güvenilir (ASARA-Procedures as Safe as Reasonably Achievable) şekilde yapılması gerekir.

Sayfa 133

Gelişmiş BT cihazlarında kolimasyon üst düzeydedir. Bu nedenle kesit alanı dışında kalan organların maruz kaldıkları eksternal radyasyon önemsenmeyecek düzeydedir. Bu organlar genelde internal saçılma sonucu radyasyona maruz kalabilir ki bu durumda dışarıdan yapılacak koruma hiçbir yarar sağlamaz. Görüntü alanı dahilinde olan organlarda radyasyon koruyucu kalkanlar kullanmak uygun kullanılmadığı taktirde doz artımına neden olabilir; gelişmiş cihazların çoğunda bulunan otomatik doz ayarlama sistemleri nedeni ile eğer dedektöre yeterli doz gelmezse sistem dozu artırma şeklinde bir düzenlemeye gidebilir.

Sayfa 134

Tüp akımı ve radyasyon dozu arasındaki ilişki doğrusaldır ($\text{Doz} \propto \text{mAs}$). Tüp akımını %50 azaltmak radyasyon dozunu %50 azaltır. Pratikte doz azaltma parametreleri içerisinde en kolay uygulanabilen parameter tüp akımını azaltmaktır. Ancak bunun dikkatsiz yapılması gürültüyü artırarak görüntü kalitesinin düşmesinde neden olabilir.

Sayfa 137

Geriye dönük EKG kapılamalı teknik kalp hızı değişikliklerinden daha az etkilenir, ancak doz daha fazladır. İleriye dönük EKG kapılamalı teknik kalp hızı değişken olmayan hastalarda daha iyi sonuç verir. Bu yöntemde maruz kalınan radyasyon miktarı daha azdır. Gelişmiş yöntemlerde koroner BT incelemede doz 1mSv altına kadar düşebilmektedir.

Sayfa 139

Düşük kV incelemenin başlıca faydaları şunlardır:

1. Radyasyon dozunun azaltılmasını sağlar. Bu özellikle çocuklarda, gençlerde ve sık aralıklarla BT çekilen hastalarda oldukça faydalıdır.
2. Düşük kV dokularda daha yüksek parankimal kontrast sağlar. kV azaldığı zaman ortalama foton enerjisi azalır ve iyot atomunun k sınırına (33,2 keV) yaklaşır. Böylece fotoelektrik etki ile iyot atomu ile etkileşim ve X ışını atenüasyonuna bağlı olarak daha yüksek kontrast elde edilir.
3. Düşük kV tekniği ile kontrastlı incelemelerde daha az kontrast madde dozu ve daha düşük enjeksiyon hızı ile inceleme yapılabilir. Bu nedenle özellikle böbrek yetmezliği olan hastaların incelemelerinde yardımcı olur.

Sayfa 141

IR tekniğinde önce düşük doz uygulanarak bir ham veri elde olunur ve bundan bir görüntü oluşturulur. Bu görüntü ham verideki tüm görüntü bilgilerini içermektedir. Görüntüyü negatif etkileyen önemli miktarda gürültü de içerir. Daha sonra tekrarlayan düzeltmelerle görüntü netliği azaltılmadan ve veri kaybına neden olmadan gürültü ortamdan temizlenir.

Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Doz Kontrolü ve Düşük Doz Çekim Teknikleri

C. Cınar Başekim, Atilla Arslanoğlu

1. Uyarlanmış (Adaptive) kolimasyon nedir?
 - a. Vücut kesit düzlemine göre uyarlanmış kolimasyondur.
 - b. İncelencek bölgenin başlangıç ve sonuç bölümlerine uyarlanmış kolimasyondur.
 - c. Kardiyak incelemelerde kalp boyutuna uyarlanmış kolimasyondur.
 - d. Radyasyona duyarlı yüzeyel organların korunmasına uyarlanmış kolimasyondur.
 - e. Kardiyak incelemelerde EKG ile senkronize çalışan kolimasyondur.
2. Aşağıdaki incelemelerin hangisinde düşük mAs tekniği tercih edilmez?
 - a. Akciğer parankiminde metastaz taraması
 - b. BT pnömokolon incelemesi
 - c. BT anjiyografi incelemesi
 - d. Paranasal sinüs incelemesi
 - e. BT rehberliğinde girişimsel işlemlerde
3. Hangisi açısal (angular) modülasyonun özelliklerinden değildir?
 - a. Tüp akımındaki ayarlama hasta kesit anatomisine göre yapılır.
 - b. Doz ayarlaması projeksiyon bilgileri kullanılarak gerçek zamanlı yapılır.
 - c. Yan topogram bilgilerine göre doz ayarlaması ön-arka projeksiyon topogram bilgilerine göre daha değerlidir.
 - d. x-y planlı modülasyon olarak da bilinir.
 - e. Tüpün bir dönüşünde elde olunan doz bilgileri sonraki kesitte dozu ayarlama da kullanılır.
4. Tekrarlamalı (Iterative) rekonstrüksiyon tekniğinin filtrelenmiş geri yansıtımlı rekonstrüksiyon tekniğine göre en önemli dezavantajı hangisidir?
 - a. Rekonstrüksiyon süresi daha uzundur.
 - b. IV kontrastlı incelemelerde iyi sonuç vermez.
 - c. Kilolu hastalarda dozda sağladığı düşün yeterli değildir.
 - d. Masa hızını düşük tutmak gerekir.
 - e. Bu teknikle alınan ham görüntülerde gürültü uzaklaştırılmıştır.
5. Hangisi düşük kVp uygulamanın sınırlamalarından değildir?
 - a. Görüntüde gürültünün artmasına neden olur.
 - b. Görüntü kalitesi açısından şişman hastalarda daha iyi sonuç verir.
 - c. Foton starvasyonu (açlığı) görülür.
 - d. Streak artefakt artar.
 - e. Düşük kV'li BT incelemelerde atenuasyonda artış izlenebilir, bu nedenle farklı kV ile yapılan lezyon takibinde yanlışlığa neden olabilir.