

Kardiyak Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografide (MDBT) Radyasyon Dozu

Mustafa Erdem Sağsöz¹, Fatih Alper²

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi radyasyon dozu ölçümünde temel kavramlar
- Prospektif tetiklemeli ve retrospektif kapılamalı taramaların radyasyon dozu açısından karşılaştırılması
- Sonuç
- Kaynaklar

Koroner arter hastalığı (KAH), gelişmiş ülkelerde yaygın görülen ve önde gelen ölüm sebeplerinden olan kardiyovasküler bir hastalıktır. Erken teşhis ve tanı hastanın sağlığına kavuşmasında önemli rol oynamaktadır. Geleneksel olarak tanı, kateter anjiyografi kullanılarak elde edilmektedir; ancak bu tekniğin uygulanması çeşitli komplikasyonlara sebep olabilmektedir [1]. Multi dedektör bilgisayarlı tomografi anjiyografi (MDBTA) kardiyak görüntüleme, yaygın şekilde daha az invazif bir görüntüleme yöntemi olarak KAH tespiti için kullanılır olmuştur. Geçtiğimiz on yıl içerisinde MDBT teknolojisi, dedektör sıra sayısının dörtten 320'ye kadar çıktığı, iki X-ışını tüpü veya iki farklı enerji spektrumunun kullanıldığı yeni nesil tarayıcılara gelene dek çeşitli teknik gelişmeler göstermiştir. Multi dedektör bilgisayarlı tomografi teknolojisindeki hızlı ilerlemeler kardiyovasküler görüntülemenin görüntü kalitesi ve tanılabilirliği açısından çarpıcı gelişmelere sebep olsa da, MDBT yüksek radyas-

yon dozu potansiyel riskini taşımaktadır. Hatta, doz düşürme protokollerine uyulmadan yapılan tetkikler radyasyon zararının sonuçta beklenen faydadan daha fazla olmasına yol açmaktadır [2-5]. Bu riskler; kısa vadede ışınlanan hastanın dokularında ortaya çıkabilecek hasar ve karsinogenik mutasyonlar olabileceği gibi, uzun vadede toplumun maruz kaldığı dozun yükselmesine bağlı kalıtsal hastalıklarda artışlar şeklinde ortaya çıkabilir.

Risklerin nicel olarak belirlenmesi konusunda henüz tamamlanmış çalışmalar olmamakla birlikte, atom bombasından sonra sağ kalan kişiler üzerinde yapılan epidemiyolojik çalışmalardan ve bunların sonuçlarının nispeten düşük tanılabilirliklere uyarlanmasıyla birtakım risk verileri elde etmek mümkün olmuştur [2, 6-8].

Bilgisayarlı Tomografide (BT) radyasyon dozunu azaltmadaki en önemli teknikler esas olarak; taramaların sayısı, tüp akımı ve mili-amper saniye (mAs) cinsinden tarama süresi, tüpün kilovolt pik (kVp) hızlandırma gerilimi

¹Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Biyofizik Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye,

²Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye

✉ Mustafa Erdem Sağsöz • mesagsoz@atauni.edu.tr

gibi parametreleri azaltmak, tarama adımını (pitch-bitişik BT kesitleri arasındaki üst üste gelme derecesi) arttırmak şeklindedir. Ayrıca radyasyon dozu kullanılan tarayıcının özel tasarımıyla da yakından ilişkilidir [9].

Kardiyak MDBT ile obez hastalarda iki farklı anot-katod gerilimi (120 kVp ve 100 kVp) protokolü kullanılarak, radyasyon maruziyeti açısından incelendiği bir çalışmada elde edilen görüntülerde, son derece az anlamlı farklılık olmakla birlikte dozda %31 nispi azalma [120 kVp'da $868 \pm 317 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$, 100kVp'da $599 \pm 255 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$ doz uzunluk çarpımı (DLP), $p < 0,0001$] elde edildiği rapor edilmiştir [10]. Tarama sırasında kV ve mA değerlerini hastanın görüntülenmesi bölgesinin topogramı üzerinden elde edilen X-ışını azaltma miktarına göre, dinamik olarak değiştiren sistemler kullanıma yeni yeni girmektedir (Resim 1) [11].

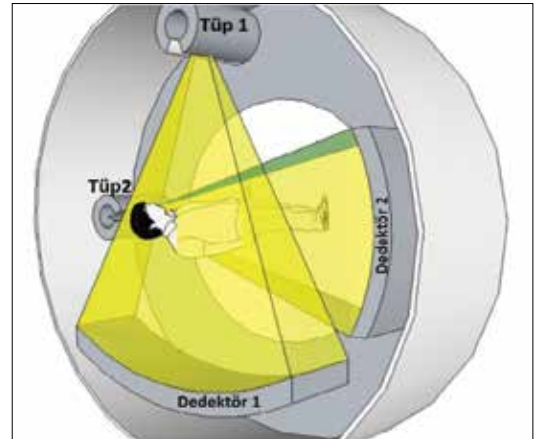
Gelişen dedektör teknolojisi ile dedektör sıra sayısının, tarayıcı dönüş hızının artırılması ve son yıllarda çift X-ışını tüpü kullanılan BT sistemleri (Şekil 1) sayesinde zamansal ve uzaysal çözünürlük artırılmış ve tetkik süresi kısaltılmıştır [12]. Bir çalışmada, BT'de radyasyon dozunun dar dedektör kolimasyonları ve uzun anatomik taramalar ile artan dedektör sayısı sebebiyle arttığı gösterilmiştir [13].

Kardiyak MDBT'de temel prensip, kalbin daha hareketsiz olduğu zaman dilimlerinde görüntü alınmasıdır. Bu durum, kalp duvarları ve koroner damarların hareket artefaktı olmadan görüntülenmeleri açısından büyük önem

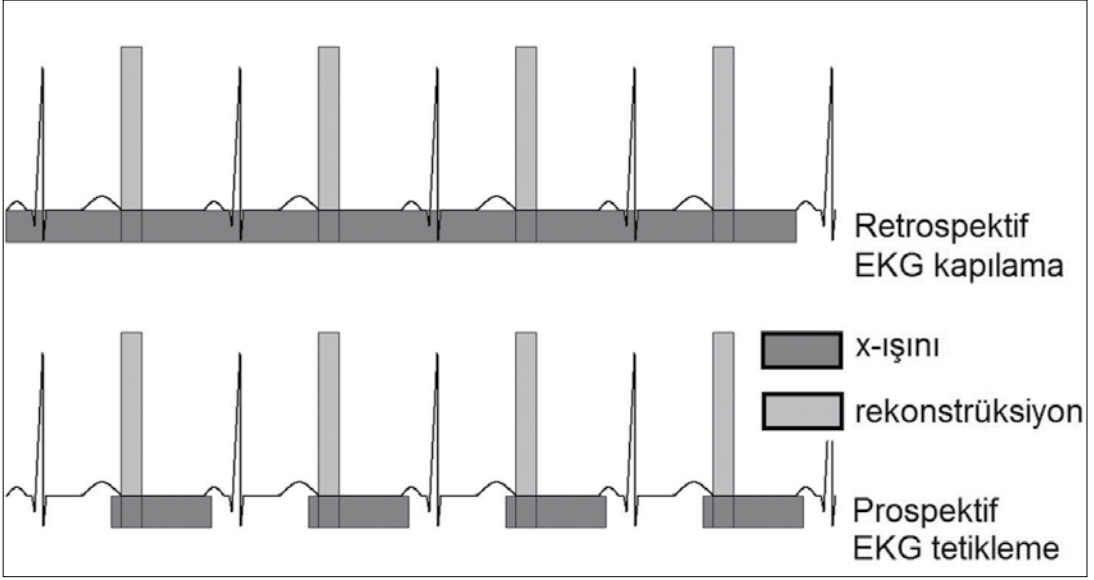
taşımaktadır. Bu zamanlamanın tespiti için görüntüleme ile eş zamanlı elektrokardiyografi (EKG) verileri alınmakta ve çekim sırasında solunum artefaktını gidermek üzere hastadan nefesini tutması istenmektedir. Elektrokardiyografi verileri ve rekonstrükte edilmemiş ham spiral tomografi verileri zamanlama açısından eşleştirilerek, kalbin nispeten durağan olduğu T-P sinyal aralığında elde edilen verilerden görüntü oluşturulmaktadır. Bu teknik uygulanırken, tüm çekim sırasında hastaya X-ışını verilirken eş zamanlı kaydedilen EKG verileri kullanılarak, elde edilen spiral tarama verilerinden kalp ve koroner arterlerin kesitsel görüntüleri oluşturulmaktadır. **Bu uygulamada tüm tarama kesintisiz radyasyonla yapıлып, görüntü rekonstrüksiyonları geriye dönük yapıldığı için, bu tarama yöntemine geriye dönük yani retrospektif EKG kapılamalı kardiyak MDBT adı verilmektedir.** Diğer taraftan daha az radyasyon verilerek, eş zamanlı alınan EKG verilerinden istifadeyle bir sonraki T-P aralığını önceden kestirmek suretiyle, sadece bu aralığa gelecek şekilde X-ışını verilen prospektif EKG tetiklemeli (verilen X-ışının tetiklenmesinden) kardiyak MDBT tekniği uygulanmaktadır. Bu tekniğin uygulanması sırasında daha ritmik kalp atımına sahip hastalarda tüm EKG siklusunun yüzdelik dilimlerinden belli bir aralığa düşenlerinde X-ışını tüpünün anot-katod akımının (mA) açılmasıyla (tetiklenmesiyle) sadece bu aralıklarda ışınlama yapılmakta ve dolayısıyla hastaya daha az radyasyon verilmektedir (Şekil 2) [10].



Resim 1. Spot görüntüden elde edilen mAs değerlerinin vücut kalınlığına bağlı olarak değişimi.



Şekil 1. Çift kaynaklı BT sisteminin şematik gösterimi.



Sekil 2. Retrospektif EKG kapılamalı ve Prospektif EKG tetiklemeli MDCT rekonstrüksiyonlarının x-ışını maruziyeti açısından karşılaştırılması.

Multi dedektör bilgisayarlı tomografi ile yeterli uzaysal çözünürlükteki görüntüyü oluşturacak dedektör sinyali alınabilmesi için, X-ışını tüp akımının yüksek düzeyde tutulması gerekmektedir. Retrospektif EKG kapılama uygulanması ve masa hareket hızının düşük tutulma gerekliliği kardiyak MDCT’de radyasyon dozunun artmasına sebep olmaktadır. Spiral çekim yerine, geniş sıra dedektörlerin klasik tara ve görüntüle (scan and view) tekniğinde olduğu gibi, ilerle ve ışınla (step and shoot) yönteminde dozda önemli derecede azalma sağlansa da hareket artefaktları sebebiyle bu yöntem tercih edilmemektedir. Kardiyak BT’de ortalama radyasyon dozu 5-20 mSv arasında değişmektedir. Otomatik ışınlama kontrollü tekniklerinin (X-ışını azaltma miktarına göre otomatik mA ve kV kontrolü) kullanılması ile uygulanan toplam radyasyon miktarında %30-50 azalma sağlanmaktadır. Bu yöntemin verimli çalışması için hasta kalp atım hızının 70/dk’nın altında olması ve aritmi veya ritim bozukluğu olmaması gerekmektedir [14].

Genel olarak tüm radyolojik incelemelerde radyasyon dozunun ülkeden ülkeye değişmekle birlikte, yüzde 15 ile 70 kadarının BT’den kaynaklandığı kabul edilmektedir [15-17]. Kardiyak MDCT ile ilişkili radyasyon risk-

lerinin ciddi kaygılara sebep olduğu literatürde gözlenmiştir. Radyasyon konusunda artan bilinçli kullanıma rağmen, koroner MDCT’de radyasyon dozunu azaltmak için tarama protokollerini uyarlayarak, radyasyona maruziyetini henüz azaltmayan birçok merkez bulunmaktadır. Bu vesileyle çalışmamızda, mevcut literatüre dayalı MDCT tarayıcıların ve çeşitli doz azaltma tekniklerinin farklı BT jenerasyonları ile gözden geçirilmesi amaçlanmaktadır.

Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi radyasyon dozu ölçümünde temel kavramlar

Bilgisayarlı tomografi taraması sırasında, vücudun istenilen bölümleri kesitsel olarak ışınlanmaktadır. Bununla birlikte, vücuda verilen X-ışını dozu tam olarak kullanıcı tarafından tanımlanan alan ile sınırlı görünse de, saçılma sebebiyle radyasyonun ulaştığı genişlik, seçilen alandan daha fazla olmaktadır (Şekil 3A).

Matematiksel olarak, Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi-Computed Tomography Dose Index (CTDI) uzun eksen boyunca soğurulan dozun integralinin (toplamının) nominal kesit kalınlığına (s) bölünmesiyle bulunur. Burada nominal kesit kalınlığı, konik şekilli X-ışını demetinin, hastanın kesit alınan noktasında-

ki ortalama kesit kalınlığına işaret etmektedir (Şekil 3B). Bilgisayarlı tomografi doz indeksi hastanın tek bir aksiyel kesitinde depolanmış dozu göstermektedir. Ölçüm için kullanılan radyasyon birimi mGy (1 mGy=1/1000 Gy)'dir. Amerikan İlaç Dairesi (Federal Drug Administration-FDA, ABD) tarafından tanımlanan CTDI değeri, ışınlanmış kesitin her iki tarafında 7 nominal kesit kalınlığı (s) üzerinden integrasyon gerektirmektedir. Daha yaygın olarak CTDI₁₀₀, ışınlanmış kesitin her iki tarafında, 50 mm'lik aralıkta bir doz integrasyonun bir iyonizasyon odası ile ölçümüne dayanmaktadır. İyonizasyon odalarının merkez (A) ve perifer (B) girişlerine sahip 16, 32 cm çaplarında ve Perspex™ ya da poly metil meth acrilate (PMMA) malzemenin iç içe iki fantoma (Şekil 4) yerleştirilmesiyle ölçümler yapılmaktadır [18].

- Doz-uzunluk çarpımı (Dose Length Product-DLP); CTDI_{vol} ile tarama uzunluğunun (L) çarpımıdır.
- Etkin Doz (ED)/DLP dönüşüm faktörü (mSv/mGy•cm): Farklı üreticiler ve farklı hasta kalınlıkları için Etkin Doz (ED) değerinin hesaplanmasında kullanılır. ED=Dönüşüm faktörü•DLP.
- İstatistiki İteratif Rekonstrüksiyon (IR) tekniği; esas itibariyle düşük kV ve mA ile yüksek masa ve gantry hızlarına çıkılması ile elde edilen görüntülerin gürültüsünün istatistik metotlarla azaltılmasına dayanmaktadır.

Bilgisayarlı tomografi doz indeksini hesaplanmanın farklı yolları vardır. Bunlardan biri, merkezi ve periferik CTDI değerlerini bir ağırlıklı toplam (CTDI_w) şeklinde ifade etmektir [18];

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100}^A + \frac{2}{3} CTDI_{100}^B$$

Spiral bir tarama için *pitch*; X-ışını tüpünün bir dönüşü süresinde masanın mm cinsinden hareket miktarının, dedektörün tarayıcının eş merkezine izdüşümü olan nominal ışınlanma genişliğine bölünmesiyle hesaplanır. Spiral teknikler için hacim CTDI (CTDI_{vol}) değeri [18];

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \frac{1}{pitch}$$

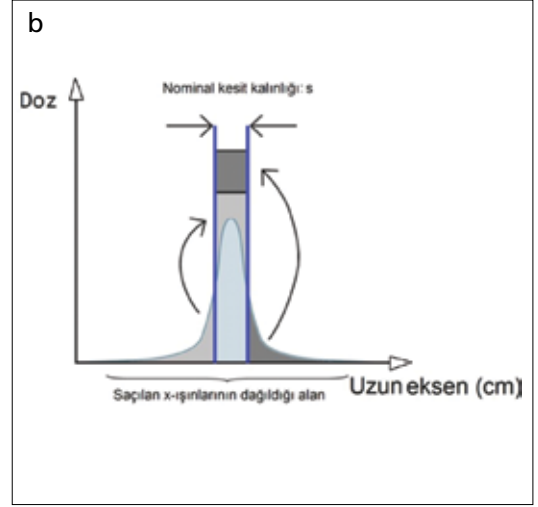
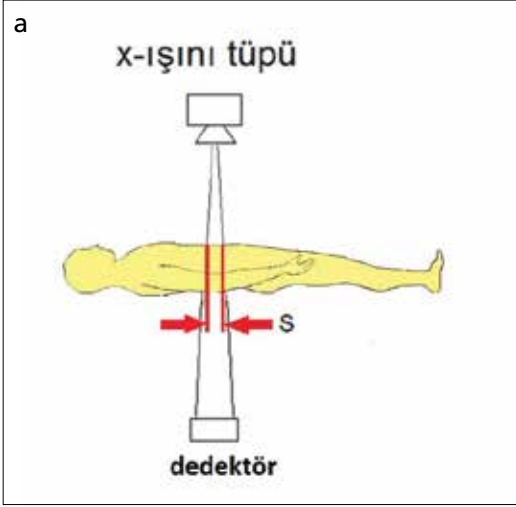
Tam bir BT taramasında toplam soğurulan dozu hesaplamak için, taranan aralık dikkate alınmalıdır. Doz-uzunluk çarpımı (Dose Length Product-DLP); CTDI_{vol} ile tarama uzunluğunun (L) çarpımıdır [18].

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L = \left(\frac{1}{3} CTDI_{100}^A + \frac{2}{3} CTDI_{100}^B \right) \cdot \frac{1}{pitch} \cdot L$$

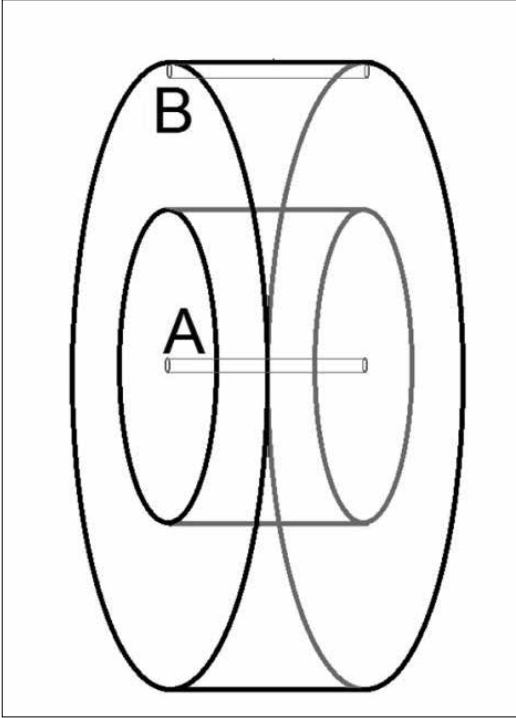
Doz uzunluk çarpımı; mGy•cm boyutundadır. Soğurulan doz, hastanın görüntülenen bölgesinin uzunluğu ile orantılıdır. Bir hastanın görüntülenen bölgesinin CTDI'yi belirlemek için kullanılan 32 cm çaplı akrilik fantomdan daha küçük olduğu durumda, gerçek soğurulan doz daha yüksek olacaktır. Hasta büyük ise, gerçek soğurulan doz daha düşük olacaktır [18].

Üreticilerin kullandıkları doz azaltma teknikleri

Bu çalışmada BT tarayıcıların dört farklı üreticisinin farklı modelleri incelenmiştir. Bu çalışmanın hazırlandığı tarih itibariyle üreticilerden birinde doz düşürmek maksadıyla, veri aktarımının başlangıç ve bitişinde görüntü oluşumuna katkıda bulunmayan ışınların zırhladığı bir mekanizma bulunmaktadır. Ayrıca yüksek pitch değerlerinde (tipik pitch: 3,2) yüksek masa hızlarıyla ışınlanma süresinin kısaltıldığı, mA değerinin görüntülenen bölgenin soğurmasına göre ayarlandığı, protokollerin yanı sıra aynı şekilde kV değerlerinin de optimal görüntü kalitesini elde etmek üzere dinamik olarak değiştirildiği teknikler kullanılmaktadır. İteratif Rekonstrüksiyon (IR) tekniğinin kullanımı farklı üreticilerde değişik isimler almaktadır. İstatistiksel İteratif Rekonstrüksiyonun görüntü kalitesini koruyarak veya arttırarak (kalite, görüntüde standart sapma olarak değerlendirilmiştir) önemli bir doz azaltımına ulaştığı ve pediatrik kardiyak MDBT tetkikleri için güvenilir şekilde kullanıldığı ifade edilmektedir. Bu teknik esas itibariyle düşük kV ve mA ile yüksek masa ve gantry hızlarına çıkılmasına ve elde edilen görüntülerin gürültüsünün istatistiksel metotlarla azaltılmasına dayanmaktadır. Pediatrik kardiyak MDBT uygulamalarında hasta kalınlığına bağlı olarak 80-100 kV ve 100-160



Sekil 3. a,b. MBDT’de herhangi bir sıra dedektöre karşılık gelen (a) nominal kesit kalınlığında (b) doz dağılımı ve saçılan radyasyonun kesit başına doza eklenmesi [18].



Sekil 4. CTDI ölçümünde kullanılan silindirik PMMA fantomlar ve iyonizasyon odalarının merkezi ve periferal yerleşimi.

mA tüp ayarlarıyla prospektif EKG tetikleme kullanarak toraks için Uluslararası Radyolojik Korunma Komitesi (ICRP) 2007 tavsiyelerindeki doz dönüşüm faktörünü bir yaşın altında 0,026, bir ile beş yaş arası 0,018 ve beş yaş üzeri için 0,014 olarak belirlemiştir [19].

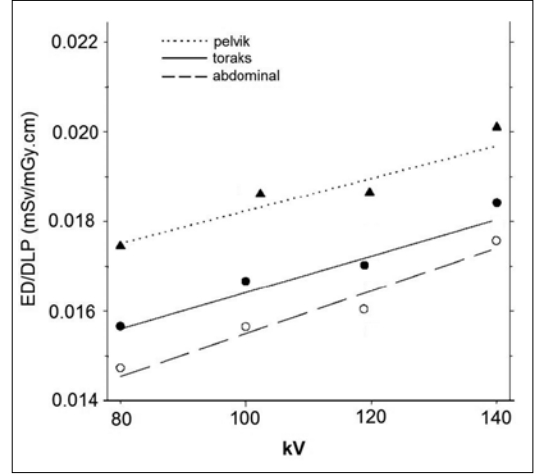
Başka bir üreticinin benzer iteratif, otomatik tüp anot-katot akım kontrolü teknikleriyle, 80 kV, 120 mA, 0,35 s gantry dönüş zamanı parametreleriyle 120 mm tarama aralığında gerçekleşen kardiyak MBDT uygulamalarında etkin dozu 0,4 mSv’e kadar düşürdüğü ifade edilmektedir. Buradaki doz dönüşüm faktörü farklı üreticiler ve farklı hasta kalınlıkları için Etkin Doz (ED) değerinin hesaplanmasında kullanılır. Artan kV değerleri ile doğrusal bir artış göstermektedir (Şekil 5) [20-22].

İlerleyen MBDT teknolojisinde şimdiye değin katlanarak artan dedektör sıra sayısı anatomik kapsamın sınıra ulaşması ile üreticiden üreticiye farklılık göstermekle birlikte, 64-320 sıra dedektör aralığında sabit kalmıştır. Bundan sonraki mühendislik iyileştirmelerinin X-ışını enerji spektrumu şekillendirme, X-ışını kaynak sayısını artırma ve yeni rekonstrüksiyon algoritmaları üzerinde olacağı görülmektedir [23]. Görüntü kalitesinden ödün vermeden, yukarıda bahsedilen esaslara dayalı yeni doz düşürme tekniklerinin geliştirilmesi ve klinikte uygulanması, fayda/zarar oranının artırılması açısından önem arz etmektedir. Şimdiye dek çeşitli jenerasyonlarla yapılan kardiyak MBDT çalışmalarında rapor edilen hastaya verilen radyasyon dozu miktarları incelendiğinde devam eden alt başlıklardaki değerlere ulaşılmaktadır.

Prospektif tetikleli ve retrospektif kapılamalı taramaların radyasyon dozu açısından karşılaştırılması

Koroner arterler kalp kaslarına yakın seyir gösterdiklerinden en iyi görüntü kalp hareketinin en az olduğu diyastol fazında alınır. Bu nedenle, prospektif veya retrospektif EKG senkronizasyonu kullanılır. Prospektif EKG tetiklemede sadece önceden belirlenen kalp fazında (örneğin R-R aralığının %70'i) aksiyel görüntü alındığı için, bu tarama yöntemine parsiyel görüntüleme de denir. Konvansiyonel BT'deki gibi, bir görüntü alındıktan sonra, masa sonraki pozisyona ilerler ve tekrar görüntü alınır. Bu döngü 10-15 cm'lik kalp mesafesi boyunca tekrarlanır. Parsiyel görüntüleme yapıldığından radyasyon dozu düşüktür (1-3 mSv). Bir çalışmada radyasyona maruz kalmada %69'luk bir azalma [doz-uzunluk çarpımı aksiyel tarama protokolleri için $252 \pm 147 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$ ($3,5 \pm 2,1 \text{ mSv}$) ve helikal tarama protokolleri için $802 \pm 419 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$ ($11,2 \pm 5,9 \text{ mSv}$), anlamlılık düzeyi $p < 0,001$] bulunmuştur [24].

Rutinde BT ile koroner kalsiyum skorlamada kullanılan bu yöntem, çift tüplü BT sistemlerinde koroner anjiyografide de tercih edilebilir. Retrospektif EKG tetiklemede ise, kalp siklusunun tüm fazları boyunca helikal görüntüler alınır ve daha sonra istenilen fazlardan rekonstrüksiyon yapılır. Rutin MDBT koroner anjiyografide kullanılan bu yöntemde radyasyon dozu fazladır. Kullanılan protokole bağlı olarak değişmekle birlikte, BT koroner anjiyografideki efektif radyasyon dozu 7-13 mSv dolayındadır. Tüp akım modülasyonu, faz-spesifik görüntüleme ve yüksek "pitch" değeri kullanarak radyasyon dozu azaltılabilir. Tüp akım modülasyonunda, kalp siklusunun hareketli fazlarında (sistol) tüp akımı azaltılır. Bu yöntemle radyasyon dozu %50 azaltılabilir. Prospektif EKG tetikleme ve tüp akım modülasyonu kullanılarak yapılan çift tüplü MDBT koroner anjiyografide efektif doz 4,6-7,5 mSv olarak hesaplanmıştır. Bu değer 320-kesitli BT'de 5 mSv'nin altında olduğu bildirilmiştir [25].



Sekil 5. Üreticiler arasında farklılık gösteren dönüşüm faktörünün hızlandırma gerilimine göre değişimi [20-22].

Dört ve 16- sıra dedektörlü BT

Multi dedektör bilgisayarlı tomografi teknolojisindeki hızlı ilerlemeler görüntü kalitesi ve tanı değeri açısından çarpıcı gelişmelere sebep olsa da, literatürdeki çalışmalarda dört kesitli BT koroner anjiyografide (BTA) ortalama etkin dozun $6,0 \pm 2,8 \text{ mSv}$ olduğu görülmektedir [4]. En az 120 kVp ve 0,375-2,0 arasında değişen pitch değerinde retrospektif EKG kapılamalı tarama protokollerinin kullanıldığı bu çalışmada sonuçlar, cinsiyet, ışınlama parametreleri ve doz azaltma stratejileri gibi farklı değişkenler ile analiz edilmiştir. Cinsiyetler arasındaki karşılaştırmada erkek ve kadın hastalarda, ED $4,9 \pm 2,5 \text{ mSv}$ ve $6,6 \pm 3,1 \text{ mSv}$ olarak bulunmuştur. Ayrıca kalp atım hızı 80/dk için pitch değeri 2,0, 80'den yüksek kalp atım hızına sahip hastalar için pitch değeri 1,5 olarak kullanılmıştır. Bu ise, yüksek kalp atım hızlarında aritmili hastalarda yeterli kalitede görüntü elde etmek ve hareket artefaktlarından kaçınmak için daha uzun sürelerde daha fazla radyasyonun hastaya verilmesi sonucunu ortaya çıkarmaktadır [26].

Doz azaltılması için bir başka etkili yaklaşım olan EKG kontrollü tüp akımı modülasyonunda, geleneksel retrospektif EKG kapılamalı tarama ile karşılaştırıldığında ED'nin ($11,6 \pm 5,1 \text{ mSv}$) anlamlı olarak daha düşük ($6,7 \pm 1,8 \text{ mSv}$ $p < 0,01$) olduğu gösterilmiştir [26].

Tablo 1: DSCT ve SSCT Tarayıcılar ile Prospektif-Tetiklemeli ve Retrospektif EKG Kapılamalı Protokollerde Ortalama Radyasyon Dozları

Tarayıcı/EKG tekniği	Retrospektif EKG kapılamalı	Prospektif EKG tetiklemeli
DSCT	9,5±3,9 mSv	2,8±1,7 mSv
SSCT	13,4±5,7 mSv	6,8±5,1 mSv

Tablo 2: 128, 256 ve 320-Sıra Dedektörlü BT için Prospektif-Tetiklemeli ve Retrospektif EKG Kapılamalı Protokollerde Radyasyon Dozları

Tarayıcı/EKG tekniği	Retrospektif EKG kapılamalı	Prospektif EKG tetiklemeli
128-sıra dedektörlü	12,4±1,4 mSv	3,6±0,4 mSv
256-sıra dedektörlü	11,3±3,8 mSv	3,0±1,9 mSv
320-sıra dedektörlü	13,5±0,7 mSv	7,6±1,6 mSv

64-sıra dedektörlü BT

Tek kaynaklı BT (SSCT) ve çift kaynaklı BT (DSCT) dedektör teknolojisinin kullanıldığı sistemlerle yapılan tetkiklerin incelendiği bir çalışmada, prospektif tetiklemeli ve retrospektif EKG kapılamalı protokollerinin ve 100 ile 120 kVp tüp voltajı tarama değerlerinin kullanıldığı çalışmalarda genel olarak, 64 kesitli BT için tahmin edilen ED değerlerinin 10,0±6,2 mSv olduğu ifade edilmiştir [23]. Bu çalışmalarda konvansiyonel retrospektif EKG kapılamalı 64 kesitli BT ortalama dozu 11,8±5,9 mSv iken, prospektif olarak EKG tetiklemeli protokollerde 4,1±1,7 mSv doz değerleri elde edilmiştir. Yüz ile 120 kVp için sırasıyla ortalama ED 5,6±3,0 mSv ve 10,7±5,1 mSv olarak tespit edilmiştir. Çift kaynaklı BT ve SSCT kullanımını ile, ortalama ED prospektif tetiklemeli ve retrospektif EKG kapılamalı protokoller için **Tablo 1**'de görüldüğü gibi belirlenmiştir [26].

Merkezi rekonstrüksiyonun öncesinde ve sonrasında kalp atım hızı değişkenliklerini telafi etmek için fazladan ışınlama ve veri toplama işlemi "padding" olarak adlandırılır. Bu tekniğin kullanımı kalp atım hızı değişkenliği yüksek olan hastalarda görüntü kalitesini muhafaza etmekle birlikte, bu tekniğin kullanılmadığı protokollere nazaran radyasyon dozunun %80-90 arttırmaktadır [26].

128, 256 ve 320-sıra dedektörlü BT

Yüz yirmi sekiz-256-320-kesitli BT modelleri ile prospektif EKG tetiklemeli tarama

protokolleri hakim şekilde kullanılmaktadır. Sırasıyla 128, 256, 320 sıra dedektörlü BT için literatürde ifade edilen ortalama ED **Tablo 2**'de özetlenmiştir [26].

Sonuç

Prospektif kardiyak BT, EKG tetiklemenin kullanıldığı, ileriye dönük R dalga zamanlama tahminine dayalı bir tekniktir. Görüntüleme sırasında hiç masa hareketi olmadan nonspiral veri toplama, -adım at ve çek- şeklinde işleyen tek bir koni demeti rekonstrüksiyonundan ibarettir. Bunun aksine, standart retrospektif kardiyak BT EKG kapılamalı protokol, geriye dönük R dalgasının zamanlamasının ölçümünü ve spiral taramayı kullanır.

Prospektif tetikleme ile X-ışını dozunda belirgin azalma sağlanmaktadır. Bu yöntemin dezavantajı, sadece tek fazda görüntü elde edilmesi ve işlem esnasında oluşan kalp hızı değişikliklerinin görüntü kalitesini bozmasıdır. Koroner arter değerlendirmesi amacıyla sistol sonundaki ve geç diyastolik fazdaki görüntüler kullanılırken, kalbin fonksiyonel değerlendirilmesi amacıyla kalp atımının tüm fazlarından oluşturulan görüntüler kullanılır. Retrospektif kapılamanın dezavantajı, tetkik esnasında sürekli tarama yapıldığından radyasyon dozunda artışa sebep olmasıdır [14, 24, 27].

Koroner arter hastalığı tanısında MDBTA tanısal değeri, kardiyak görüntülemelerde elde edilen teknolojik ilerlemelerle önemli ölçüde

iyilemiştir. Kardiyak MDBT'den kaynaklanan radyasyon dozu miktarının, klinik pratikte ve doz azaltma stratejilerinde dikkate alınmasında ve bunların literatüre yansımada artış görülmektedir. Multi dedektör bilgisayarlı tomografi tarayıcılarda yüksek tanısal doğruluğu sağlamada radyasyon dozunun azaltılması, klinisyen ve üreticiler için büyük önem arz etmektedir. Ayrıca, radyasyon dozlarını ve radyasyon ile ilişkili riskleri azaltmak için radyologlar ve klinisyenler arasındaki farkındalık her geçen gün artmaktadır [26].

Kaynaklar

- [1]. Xu Y, Tang L, Zhu X, Xu H, Tang J, Yang Z, et al. Comparison of dual-source CT coronary angiography and conventional coronary angiography for detecting coronary artery disease. *Int J Cardiovasc Imaging* 2010; 26: 75-81.
- [2]. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography-an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007; 357: 2277-84.
- [3]. Sun Z, Choo GH, Ng KH. Coronary CT angiography: current status and continuing challenges. *Br J Radiol* 2012; 85: 495-510.
- [4]. Sun Z, Multislice CT angiography in cardiac imaging-Part III: Radiation risk and dose reduction. *Singapore Med J* 2010; 51: 374-80.
- [5]. Sun Z, Ng KH. Prospective versus retrospective ECG-gated multislice CT coronary angiography: A systematic review of radiation dose and diagnostic accuracy. *Eur J Radiol* 2012; 81: 94-100.
- [6]. Giles J. Study warns of 'avoidable' risks of CT scans. *Nature* 2004; 431: 391.
- [7]. Little MP. Cancer and non-cancer effects in Japanese atomic bomb survivors. *J Radiol Prot* 2009; 29: 43-59.
- [8]. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. Estimates of the cancer risks from pediatric CT radiation are not merely theoretical. *Med Phys* 2001; 28: 2387-8.
- [9]. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents-topics in CT: radiation dose in CT. *Radiographics* 2002; 22: 1541-53.
- [10]. Hausleiter J, Martinoff S, Hadamitzky M, Martuscelli E, Pschierer I, Feuchtner GM, et al. Image quality and radiation exposure with a low tube voltage protocol for coronary CT angiography results of the PROTECTION II Trial. *JACC Cardiovasc Imaging* 2010; 3: 1113-23.
- [11]. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics* 2006; 26: 506.
- [12]. Sagsoz ME, Bayraktutan UG, Ogul H, Kantarci M. Chest circumference as a predictive parameter of computed tomography coronary angiography radiation doses from dual-source computed tomography. *Eurasian J Med* 2013; 45: 43-6.
- [13]. Tsapaki V, Rehani M. Dose management in CT facility. *Biomed Imaging Interv J* 2007; 3: 43.
- [14]. Hazırolan T, Kardiyak BT: Teknik ve Endikasyonlar, Klinik Gelişim 19-25.
- [15]. Budoff MJ, Gupta M. Radiation exposure from cardiac imaging procedures: do the risks outweigh the benefits? *J Am Coll Cardiol* 2010; 56: 712-4.
- [16]. Sources and Effects of Ionizing Radiation, UNSCEAR 2008 Report. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, New York, 2010.
- [17]. Lee CI, Elmore JG. Radiation-related risks of imaging studies. UpToDate (Wolters Kluwer Health serial online) 2012 July (cited 2013 August 12): 1(1): (1 screen). Available from: URL: http://www.uptodate.com/contents/radiation-related-risks-of-imaging-studies?detectedLanguage=en&source=search_result&search=Radiation-related+risks+of+imaging+studies&selectedTitle=1~150&provider=noProvider#H2016112.
- [18]. Siemens tıp resmi web sitesi http://www.medical.siemens.com/siemens/en_INT/gg_ct_FBAs/files/brochures/low_dose/him_low_dose/HIM_Guide_to_Low_Dose.pdf, Son ziyaret:15 Haziran 2013, Son güncelleme: Kasım 2010.
- [19]. Valentin J; International Commission on Radiation Protection. Managing patient dose in multi-detector computed tomography(MDCT). ICRP Publication 102. *Ann ICRP* 2007; 37: 1-79.
- [20]. Habshan F. Pediatric Cardiac CT using very low radiation dose, http://www.gehealthcare.com/euen/ct/products/clinical_applications/ct_angio_low_dose.html, Son ziyaret: 15 Ağustos 2012, Son güncelleme:
- [21]. Klinik görüntüler; Kardiyak; Toshiba tıp resmi web sitesi; <http://medical.toshiba.com/promo/ct/aidr-3d/clinical-cardiac.html> . Son ziyaret:15 Ağustos 2012, Son güncelleme:
- [22]. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Converting Dose-Length Product to Effective Dose at CT. *Radiology* 2008; 248: 995-1003.
- [23]. Sağsöz ME, Erdoğan F, Erzeneoğlu SZ, Yüce İ. Determination of linear X-ray attenuation coefficients of pathological brain tissues and use of filters in tissue contrast enhancement in computed tomography. *Eurasian J Med* 2010; 42: 53-6.
- [24]. Hausleiter J, Meyer TS, Martuscelli E, Spagnolo P, Yamamoto H, Carrascosa P, et al. Image quality and radiation exposure with prospectively ECG-triggered axial scanning for coronary CT angiography: the multicenter, multivendor, randomized PROTECTION-III study. *JACC Cardiovasc Imaging* 2012; 5: 484-93.
- [25]. Karabulut N. Çok kesitli bilgisayarlı tomografi koroner anjiyografi. *Anadolu Kardiyol Derg* 2008; 8: 29-37.
- [26]. Shuman WP, Branch KR, May JM, Mitsumori LM, Lockhart DW, Dubinsky TJ, et al. Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: comparison of image quality and patient radiation dose. *Radiology* 2008; 248: 431-7.
- [27]. Sabarudin A, Sun Z, Ng K. A systematic review of radiation dose associated with different generations of multidetector CT coronary angiography. *J Med Imaging Radiat Oncol* 2012; 56: 5-17.

Kardiyak Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozu

Mustafa Erdem Sağsöz, Fatih Alper

Sayfa 16

Bilgisayarlı Tomografide (BT) radyasyon dozunu azaltmadaki en önemli teknikler esas olarak; taramaların sayısı, tüp akımı ve miliamper saniye (mAs) cinsinden tarama süresi, tüpün kilovolt pik (kVp) hızlandırma gerilimi gibi parametreleri azaltmak, tarama adımını (pitch-bitişik BT kesitleri arasındaki üst üste gelme derecesi) arttırmak şeklindedir. Ayrıca radyasyon dozu kullanılan tarayıcının özel tasarımıyla da yakından ilişkilidir.

Sayfa 17

Gelişen dedektör teknolojisi ile dedektör sıra sayısının, tarayıcı dönüş hızının artırılması ve son yıllarda çift X-ışını tüpü kullanılan BT sistemleri sayesinde zamansal ve uzaysal çözünürlük artırılmış ve tetkik süresi kısaltılmıştır. Bir çalışmada, BT'de radyasyon dozunun dar dedektör kolimasyonları ve uzun anatomik taramalar ile artan dedektör sayısı sebebiyle arttığı gösterilmiştir.

Sayfa 17

Bu uygulamada tüm tarama kesintisiz radyasyonla yapıлып, görüntü rekonstrüksiyonları geriye dönük yapıldığı için, bu tarama yöntemine geriye dönük yani retrospektif EKG kapılamalı kardiyak MDBT adı verilmektedir. Diğer taraftan daha az radyasyon verilerek, eş zamanlı alınan EKG verilerinden istifadeyle bir sonraki T-P aralığını önceden kestirmek suretiyle, sadece bu aralığa gelecek şekilde X-ışını verilen prospektif EKG tetiklemeli (verilen X-ışının tetiklenmesinden) kardiyak MDBT tekniği uygulanmaktadır.

Sayfa 18

Matematiksel olarak, Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi-Computed Tomography Dose Index (CTDI) uzun eksen boyunca soğurulan dozun integralinin (toplamının) nominal kesit kalınlığına (s) bölünmesiyle bulunur.

Sayfa 19

Spiral bir tarama için pitch; X-ışını tüpünün bir dönüşü süresinde masanın mm cinsinden hareket miktarının, dedektörün tarayıcının eş merkezine izdüşümü olan nominal ışınlanma genişliğine bölünmesiyle hesaplanır.

Kardiyak Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozu

Mustafa Erdem Sağsöz, Fatih Alper

1. Aşağıdakilerden hangisi BT’de radyasyon dozunu azaltmada kullanılan tekniklerden değildir?
 - a. Miliamper saniye (mAs) değerinin azaltılması
 - b. Kilovolt peak (kVp) değerinin azaltılması
 - c. Tarama adımı (pitch) değerinin azaltılması
 - d. Masa hareket hızının artırılması (Flash tekniğindeki gibi)
2. Bir kardiyak MDBT tetkiğinde CTDIvol=10 mGy olarak ölçülmüştür. Pitch değeri 2,0 olarak seçilmiştir. Tarama uzunluğu; 30 cm ise DLP değeri nedir?
 - a. 20
 - b. 30
 - c. 150
 - d. 300
3. Aşağıdakilerden hangisi prospektif EKG tetiklemeli MDBT koroner anjiyografinin dezavantajlarından biridir?
 - a. Tetkik süresince ışınlama gerektirdiğinden hasta dozları yüksektir.
 - b. Aritmili hastalarda ışınlama süresi arttığından radyasyon dozları artmaktadır.
 - c. Düşük kalp atım hızlarında uygulanamaz.
 - d. Tüm MDBT jenerasyonları ve üreticilerinde retrospektif EKG kapılama tekniğine göre yüksek radyasyon verilmektedir.
4. 120 kV hızlandırma geriliminde doz dönüşüm faktörü 0,016 mSv/mGycm olarak verilen bir kardiyak MDBTA tetkiğinde DLP değeri 500 mGycm olarak belirlenmiştir. Hastaya verilen Etkin Doz kaç mSv’dir?
 - a. 2
 - b. 4
 - c. 8
 - d. 16
5. Otomatik ışınlama kontrollü tekniklerinin (Prospektif EKG tetiklemeli) kullanılabilmesi için kalp atım hızının nasıl olması gerekmektedir?
 - a. Aritmili
 - b. 40/dk’nın altında
 - c. 70/dk’nın altında
 - d. 80/dk’nın üzerinde