

# Kardiyak Bilgisayarlı Tomografi (BT)'de Buluşlar: Kesit Mücadelesi, Dual Enerji, Miyokardiyal Perfüzyon Spesifik Kontrast Maddeler

Mecit Kantarcı<sup>1</sup>, Aylin Okur<sup>2</sup>

## ÖĞRENME HEDEFLERİ

- BT'de kesit mücadelesi
- Dual enerjili BT sistemi
- Miyokardiyal perfüzyon görüntülemenin değeri
- Plak aktivitesinde kullanılan spesifik kontrast maddeler
- Kaynaklar

## Giriş

Çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) teknolojisinin hızla gelişmesi ile birlikte, kardiyak incelemeler bilgisayarlı tomografinin (BT) en yaygın uygulama alanlarından biri haline gelmiştir. Bilgisayarlı tomografi teknolojisindeki en son gelişmeler; doz azaltılması, görüntü kalitesinin artırılması ve daha hızlı çekimler üzerinde yoğunlaşmıştır. Kalp ve vasküler yapılar, çok kısa sürede, oldukça yüksek uzaysal çözünürlükle, üstün kalitede ve noninvazif olarak değerlendirilebilmektedir. Gelişen BT anjiyografi (BTA) tekniği ile vasküler yapıların değerlendirilmesinde kateter anjiyografiyle karşılaştırılabilecek düzeye gelinmiştir. Hatta noninvazif olması, seçilmiş olgularda avantaj sağlayabilmektedir. Dual enerjili BT (DEBT), daha düşük doz ile yüksek kaliteli çekimler ve materyal karakterizasyon yapılmasına olanak

sağlamaktadır. Perfüzyon BT'nin, miyokart canlılığını değerlendirmede bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisine (SPECT) yakın sensitivite ve spesifiteye sahip olmasının yanı sıra, koroner anatomiyi de değerlendirilebilmesi üstünlüğüdür. Akut koroner sendromun erken tespitinde, yardımcı yeni kontrast maddeler, riskli aterosklerotik plakların değerlendirilmesi amacıyla geliştirilmiştir.

## BT'de Kesit Mücadelesi

Bilgisayarlı tomografi tekniğinde gelişmeler baş döndürücü hızla devam etmektedir. Spiral BT ile tüpün hasta etrafında bir kez dönüşünde tek kesit görüntü alınabilirken, ÇKBT ile tek rotasyonda 4 veya daha fazla sayıda (8, 16, 32, 40, 64, 256, 320) kesit alınabilmektedir. Temel prensip aynı olmakla birlikte, spiral BT'den

<sup>1</sup>Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye

<sup>2</sup>Bozok Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Yozgat, Türkiye

✉ Mecit Kantarcı • akkanrad@hotmail.com

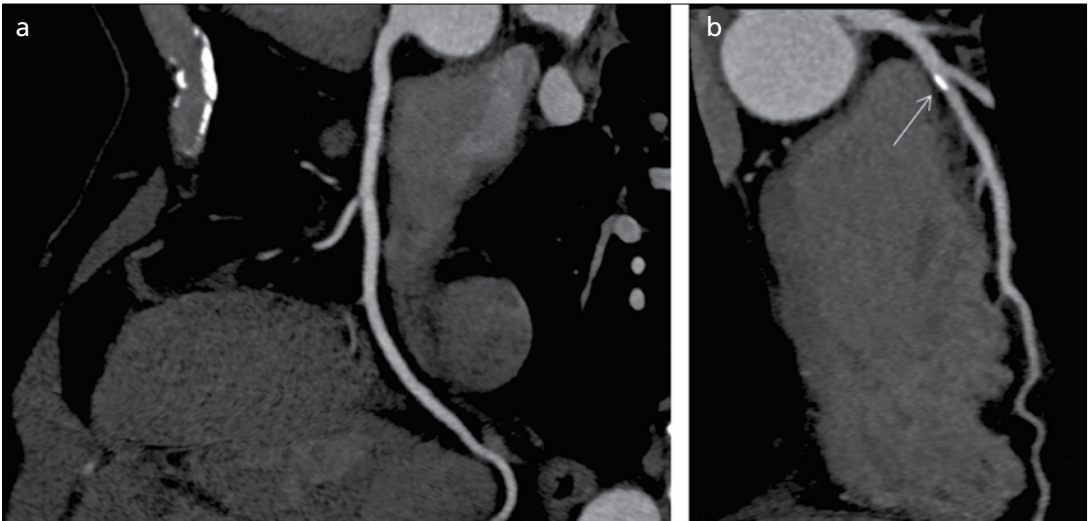
farklı olarak, z eksenini (hasta masası yönü) boyunca dizilimli çok sıralı dedektör sistemi bulunmaktadır [1, 2]. Kalbin tamamını bir defada görüntülemek amacıyla, z ekseninin kapsama alanını arttırmak için, daha büyük dedektör panelleri olan yeni tarayıcılar geliştirilmiştir. Z ekseninin genişletilmesi, kalbin tamamının tek seferde görüntülenmesi, tek kalp atımında koroner BTA yapılabilmesi, aritmi ve hareket artefaktı etkisinin en aza indirilebilmesi ve radyasyon dozunun azaltılabilmesine olanak sağlayarak kardiyak görüntüleme için önemli avantajlar oluşturur [3]. Çok kesitli BT ile zamansal çözünürlükteki artma kardiyak BT'yi mümkün kılan en önemli gelişmedir.

İlk jenerasyon BT'lerde görüntü alınması için dakikalar gerekirken, bu süre 64 dedektörlü BT'de 165 milisaniyeye (ms), dual tüplü BT'de 83 ms'ye düşmüştür. Altmış dört dedektörlü BT ile 75/dk kalp hızı altında tüm koroner arterlerden diyagnostik görüntü alınabilmektedir. Dual tüplü BT'de ise 120/dk kalp hızına kadar kaliteli görüntüleme yapılabilmektedir [3]. Altmış dört, 128, 256 ve 320 dedektörlü BT sistemlerinde gerçek izotropik dotalar üzerinden görüntü oluşturulduğundan, kesit tarama mantığı yerini volümetrik taramaya bırakmıştır. İki yüz elli altı dedektörlü BT'de her bir rotasyonda z ekseninde 0,5 mm kesit kalınlığı

ile 128 mm'lik alandan 3 boyutlu veriler alınarak görüntü oluşturulmaktadır. Z ekseninde 8 cm genişlik olan 256 kesit BT'de, ileri tetiklemeli elektrokardiyografik (EKG) ile iki adımda tüm kalp taranabilmektedir (Resim 1a, b) [4]. On altı cm z eksen genişliğine sahip olan 320 dedektör BT'de, EKG tetiklemeli veya tetikleme olmaksızın mükemmel görüntü kalitesi elde etmek mümkündür ve tek aksiyel tarama ile kalbin tamamının görüntülenmesi tamamlanabilir. Böylelikle, görüntü bozukluğuna sebep olan kardiyak ritim anormallikleri elimine edilmiş olur ve üst üste binmenin sebep olduğu ek radyasyon maruziyeti de önlenmiş olur. Ayrıca, daha az kontrast madde ile daha optimal görüntüler elde edilebilir.

Koroner arterler 2-4 mm çapa sahip olup, ayrıntılı olarak gösterilebilmesi için uzaysal rezolüsyonun yüksek olması gerekir. Bu değer kateter anjiyografi için 0,2x0,2 mm'dir. Altmış dörtkesitli sistemlerde 0,4x0,4x0,4 mm'dir. Çok kesitli BT'de uzaysal çözünürlüğün belirleyicileri dedektör boyutu (0,5-0,625 mm), rekonstrüksiyon aralığı (genellikle kesit kalınlığının yarısı) ve hasta hareketidir. İdeal olarak her 3 boyutu da aynı olan izotropik voksel alınabilmelidir [5].

Bilgisayarlı tomografi dedektör teknolojisindeki bu gelişmeler, beraberinde radyasyon



Resim 1 a, b. 256 kesitli BT ve geriye dönük EKG gating ile elde edilen koroner BT anjiyografide, koroner arterlerin maksimum intensity projection (MIP) görüntüsü. a. Normal b. LAD proksimalinde diskret plak.

dozunda artış sorusunu da akla getirmektedir. Kesit kalınlığında inceltme ile gürültü oranı ve aynı çözünürlük için gerekli X-ışını dozu artmaktadır. Temporal çözünürlük arttıkça, kardiyak fazdan alınan veri oranı azalmakta ve bu da dolaylı olarak hastanın aldığı radyasyon dozunda artışa sebep olmaktadır [6]. Bu sorunu çözebilmek için, EKG doz (mAs) düzenlemesi ve otomatik ekspozur kontrolü üzerine çalışmalar yapılmış ve x, y ve z eksenleri boyunca teknikler geliştirilmiş ve dozda yaklaşık %50 oranında düşme sağlanabilmiştir. Ayrıca, EKG tetikleme ile doz azaltması yönünde oldukça başarı elde edilmiştir [7]. Son yıllarda ileriye yönelik EKG tetikleme ile koroner kateterizasyona yakın, hatta daha az doz ile çekim yapabilmek mümkün hale gelmiştir.

Bugün kullanılan ÇKBT tarayıcılarında iki boyutlu X-ışını dedektörler ve piramit şeklinde X-ışını yayan koni dedektörler kullanılmaktadır [8]. Flat panel (FP) dedektörler, konvansiyonel radyografik uygulamalar için geliştirilmiş olup, standart X-ışını filmi, görüntü -yükselticiler ve film-tarama kombinasyonlarının yerini bu sistemde floroskopi almıştır. Flat panel dedektörler, konvansiyonel BT dedektör sistemlerinden daha yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir [9]. Flat panel bilgisayarlı tomografi (FPBT) prototip sistemler hakkında



Resim 2. Çift enerjili BT gantrisinin şematik görünümü. Ortogonal yerleştirilmiş, 80 kV ve 140 kV değerlerinde enerji yayan iki tüp mevcut.

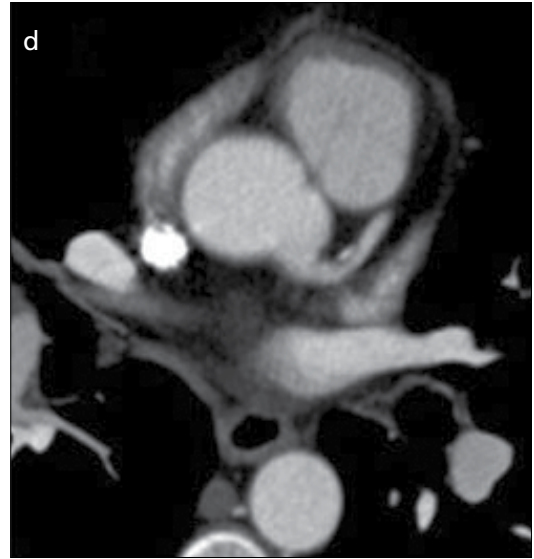
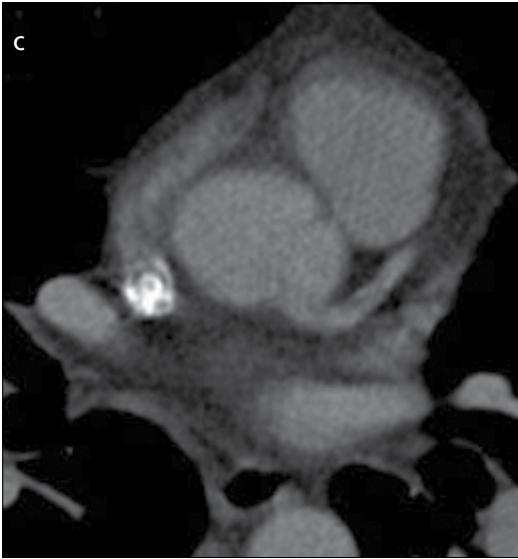
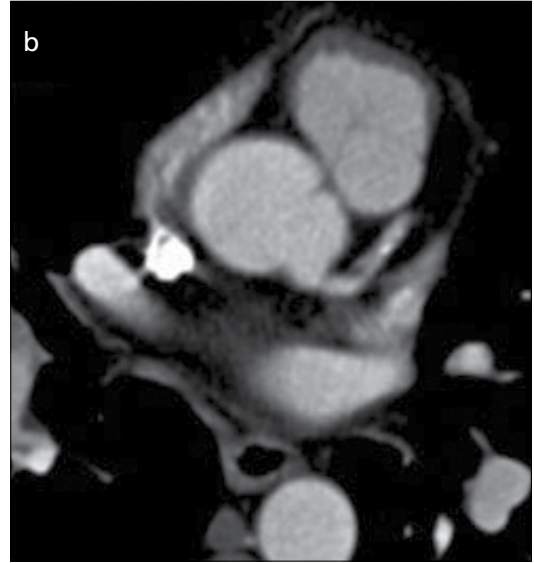
ilk raporlar, insan kalp spesmenlerinde ve domuz kalbinde en ince koroner arterlerde gösterilmiştir [10]. Kontrast çözünürlüğünün düşük olması ve gantri rotasyon süresinin uzun olması, *in vivo* uygulamalar için limitasyon oluşturmaktadır. Ancak, uzaysal çözünürlüğünün yüksek olması sebebiyle, özellikle koroner arter stentlerinin değerlendirilmesi, 3 boyutlu anjiyografi, kemik travmalarında cerrahi öncesi planlama gibi yüksek görüntü kalitesi gerektiren tetkikler de oldukça umut verici sistemlerdir. Flat panel BT sistemi klinik uygulamaya geçebildiği takdirde, damar kalsifikasyonları ve stentlerdeki kanamanın oluşturduğu artefaktlar en aza indirilebilir ve böylelikle damar lümeni daha iyi görüntülenebilir ve damar içi restenoz kolaylıkla saptanabilir [11]. Klinik uygulamaya geçebilmesi için, çok sayıda *in vivo* çalışmalara ihtiyaç vardır.

### Dual enerjili BT sistemi

Bilgisayarlı tomografide dokuların ayırt edilmesinde, nispi X-ışını atenüasyon değerleri (HU) temel alınır. Atenüasyon, incelenen dokuda radyasyonun saçılması ve soğurulması ile ilişkilidir. Bilgisayarlı tomografide, bu etkiler için sorumlu olan iki ana mekanizma Compton saçılması ve fotoelektrik olaydır. Farklı dokuların atenüasyon değerlerine göre, bu iki olayın etkisi değişiktir ve X-ışını fotonlarının enerjilerine bağlıdır. Böylelikle, dokular farklı X-ışını spektrumu göstermelerine göre ayırt edilebilirler [12]. Çoklu enerji teknikleri, görüntü kalitesini düzeltmek veya materyal karakterizasyonunu sağlamak için, bu farklılıktan faydalanırlar. Dual enerjili BT, 1970'li yıllarda ortaya konmuş, ancak BT cihazlarının hızının yeterli olmaması sebebiyle (çünkü düşük ve yüksek dozda eş zamanlı olarak iki tarama yapılması gerekmektedir) geniş kullanım alanı bulamamıştır. Ancak, ÇKBT tekniklerinde ilerlemelere paralel olarak, yakın zamanlarda kardiyak uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır. Dual enerjili BT'nin temel prensibi, aynı dokudan farklı kilovolt (kV) değerlerinde, iki veri setinin elde edilmesidir [13].

Ayrıca DEBT, tek gantri içerisine ortogonal yerleştirilmiş iki kaynak dedektör ünitesinden oluşmaktadır ve eş zamanlı olarak düşük ve yüksek kV değerinde akım ile görüntüler elde etmek mümkün olmaktadır (Resim 2). Bu görüntüler, iş istasyonuna aktarılarak sanal kontrastsız, iyot haritası ve karma (80 ve 140 kV) görüntüler elde edilebilir (Resim 3 a-c) ve iyot haritaları ile (Resim 4) dokuların tahmini kantitatif iyot konsantrasyonları saptanabilir [13, 14]. Kontrastlı görüntülerden kontrastsız görüntüler oluşturabilir, böylelikle kontrastlı ve kontrastsız alınan

klasik iki fazlı görüntülere oranla radyasyon dozu azaltılmış olur. Bu çalışmalar, fotoelektrik etki sebebiyle, özellikle atom numarası büyük maddeler üzerinde daha etkilidir [15]. Bu materyallerden biri, düşük kV uygulamalarında, daha güçlü atenüasyon gösteren ve yaygın olarak kullanılan BT kontrast maddesi olan iyottur [16]. Ancak, iyot atenüasyon değerlerinde, su ve kalsiyum ile karşılaştırıldığında, kV'nin bir fonksiyonu olarak göreceli değişiklikler olabilir. Düşük kV uygulamasının avantajları, kontrast madde miktarının ve radyasyon dozunun daha

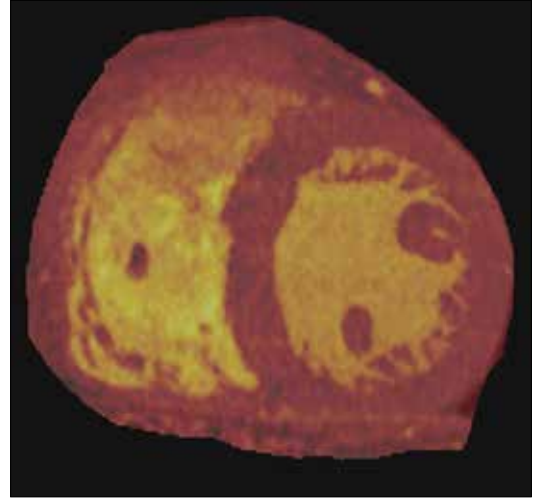


Resim 3. a-d. Çift enerjili BT ile elde edilen görüntüler. Kontrastsız koroner BT anjiyografi (a), 100 kV (b), 140 kV (c) ve miks (d) görüntüler.

az olmasıdır [17]. Düşük ve yüksek kV uygulamalarındaki, materyal atenüasyon değerlerinde ortaya çıkan farklılıklar göz önüne alındığında, iyotun suya, dokuya veya kemiğe oranla dansitesinin az veya fazla olmasına göre materyalin yapısal analizi matematiksel olarak yapılabilir. Çalışmalar, DEBT'nin koroner arter lümeni, kalsifiye plaklar ve koroner stentlerin değerlendirilmesinde oldukça başarılı olduğunu göstermektedir. Ayrıca kalsifikasyon, kontrast maddeden belirgin olarak ayırt edilebilmektedir (Resim 5a,b) [18]. Dual enerjili BT uygulamalarında çeşitli seçenekler vardır. İlkinde, iki farklı X-ışını tüpü ve iki dedektörü olan dual kaynaklı BT tarayıcı bulunmaktadır ve iki farklı kV değerleri kullanılır. Bu sistemde, iki tüpün çalışması arasında zaman farkı olduğundan kalp hareketlerine duyarlılık söz konusu olabilir. Diğerinde hızlı kV akımı ve 0,5 ms hızlı örnekleme oranı olan iki farklı enerji düzeyinde veri elde edilebilen tek kaynak vardır ve 0,5 ms gibi kısa sürede 80 kV ile 140 kV yer değiştirebilmektedir, böylece kalp hareketine duyarlılık problemi elimine edilebilmektedir. Her iki sistemde de üretici firmaya göre farklılıklar oluşabilmektedir [19].

### Miyokardiyal perfüzyon görüntülemenin değeri

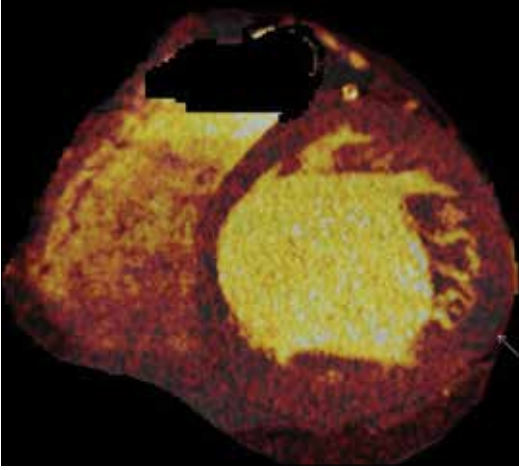
İdeal bir kardiyak değerlendirme, koroner arter anatomisi yanında, fonksiyonel bilgiyi de içermelidir. Çünkü koroner stenoz, daima miyokardiyal perfüzyon bozukluğu anlamına gelmeyebilir. Sol ventrikülün subendokardiyal



Resim 4. Çift enerjili BT'de normal perfüzyon gösteren miyokart dokusunun iyot haritalaması.



Resim 5 a, b. Çift enerjili BT'de sol ana koroner arter proksimalindeki diskret plağın görüntülenmesi.



**Resim 6.** Sirkumfleks arterin sulama alanında perfüzyon defektinin iyot haritalaması ile gösterilmesi.

tabakası, iskemi ve hipoperfüzyona oldukça hassastır [20]. Miyokart iskemisini değerlendirmeye yönelik 64 kesit BT ile yapılan bir çalışmada %90 sensitivite ve %83 spesifite ile nükleer perfüzyon testine benzer değerler bulunmuştur [21]. **Girişimsel müdahale öncesi yapılan, geç kontrastlı düşük doz BT incelemeleri koroner stenoza ek olarak miyokardiyal canlılık hakkında da bilgi verebilir (Resim 6). Hipoperfüze alanların tespiti, medikal tedavi ile revaskülarizasyona olanak sağlaması açısından önemlidir.** Bir çalışmada, iskemik miyokart dokusunun, sistolde hipoperfüzyon, diyastolde normal perfüzyon gösterdiği saptanmıştır. İskemik dokuda, sistolik perfüzyon ve sistolik ile diyastolik perfüzyon arasındaki farklılık, iskemik olmayan dokuya göre düşük olup, diyastolde ise iskemik ve noniskemik alanlar arasında perfüzyon farkı bulunmamıştır [22]. Ayrıca, arteriyel faz ve geç faz olmak üzere iki fazda değerlendirme yapılabilir ve geç kontrastlanma gösteren enfarkt alanı saptanabilir [23]. Bilgisayarlı tomografi anjiyografi ile karşılaştırıldığında daha fazla kontrast madde gerektirmesi dezavantajdır.

Adenozin stres BT'de, BT çekimi sırasında adenozin infüzyonu ile stres çekimleri yapılır ve ardından istirahat sırasında görüntüler alınır. Miyokart perfüzyonunu değerlendirme-deki doğruluk değerleri ve radyasyon dozları,

SPECT ile benzer olarak bulunmuştur. Ayrıca, miyokart perfüzyonu yanında, koroner arter değerlendirmesi de yapılabilmesi SPECT'e üstünlüğüdür. Bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisine kıyasla uzaysal çözünürlüğü yüksek olup, küçük iskemik ve enfarkt alanlarını göstermedeki doğruluğu daha fazladır [24].

Son yıllarda klinikte kullanıma giren DEBT'de, iyotun düşük kilovolta olan sensitivitesinden yararlanılarak, miyokart perfüzyonu değerlendirilebilmekte ve iyot perfüzyon haritaları oluşturulabilmektedir. Sensitivitesi %91, spesifitesi %92 olup, SPECT ile karşılaştırıldığında oldukça olumludur. Ancak, bu uygulamada sinyal gürültü oranı düşüktür. Yüksek kV uygulaması ile bu sorun çözülmeye çalışılmıştır [25].

### Plak aktivitesinde kullanılan spesifik kontrast maddeler

Yüksek riskli plakların erken tanısı ile iskemik olayların önüne geçilebilir. Ancak, günümüzde aterosklerotik plak içeriğini ortaya koyan bir görüntüleme modalitesi mevcut değildir. Makrofajlar, aterosklerotik plak rüptüründe, akut plakların destabilize olmasında ve trombüs oluşumunda anahtar rol oynarlar. İmmünohistolojik ölçümlerle yakın zamanda yapılan bir çalışmada, akut koroner sendrom geçiren hastaların plaklarında makrofaj dancitesi, stabil hastaların plaklarına kıyasla daha yüksek bulunmuştur. PET-<sup>18</sup>F-FDG ile, aterosklerotik plaklar, içlerindeki metabolik olarak aktif makrofajların glukoz uptake'i ile saptanabilmektedir. Karotis plaklarında oldukça iyi sonuçlar bulunmaktadır. Ancak, PET'in düşük uzaysal çözünürlüğü, kardiyak ve solunum hareketlerine duyarlılığı ve hastaların yaklaşık yarısında normal miyokardın <sup>18</sup>F-FDG tutması sebebiyle koroner aterosklerotik plaklar için aynı başarı söz konusu değildir [26]. Çok kesitli BT ile koroner aterosklerotik plaklar, yüksek uzaysal ve temporal çözünürlükle saptanabilir. Ancak, plak içerisindeki aktif inflamatuvar ve metabolik değişiklik değerlendirilememektedir.

Yakın zamanda tavşan aterosklerotik plaklarında, iyot nanopartikülleri ile zenginleştirilmiş intravenöz kontrast madde enjeksiyonundan sonra çekilen BT ile plak içerisindeki makrofajlar saptanabilmiştir [27]. Akut koroner sendrom için yüksek riskli olan plakların noninazif olarak saptanması, erken tedavi şansını açısından oldukça önemlidir.

## Kaynaklar

- [1]. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000; 215: 55-62.
- [2]. Mahesh M, Cody DD. Physics of cardiac imaging with multiple-row detector CT. *Radiographics* 2007; 27: 1495-509.
- [3]. Brodoefel H, Reimann A, Burgstahler C, Schumacher F, Herberts T, Tsiflikas I, et al. Noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography in an unselected patient collective: effect of heart rate, heart rate variability and coronary calcifications on image quality and diagnostic accuracy. *Eur J Radiol* 2008; 66: 134-41.
- [4]. Efsthathopoulos EP, Kelekis NL, Pantos I, Brontzos E, Argentos S, Grebác J, et al. Reduction of the estimated radiation dose and associated patient risk with prospective ECG-gated 256-slice CT coronary angiography. *Phys Med Biol* 2009; 54: 5209-22.
- [5]. Karabulut N. Çok kesitli bilgisayarlı tomografi koroner anjiyografi: Genel ilkeler, teknik ve klinik uygulamalar (Multislice computerized tomography coronary angiography: general principles, technique and clinical applications). *Anadolu Kardiyol Derg* 2008; 8: 29-37.
- [6]. Van Mieghem CA, Cademartiri F, Mollet NR, Malagutti P, Valgimigli M, Meijboom WB, et al. Multislice spiral computed tomography for the evaluation of stent patency after left main coronary artery stenting: a comparison with conventional coronary angiography and intravascular ultrasound. *Circulation* 2006; 114: 645-53.
- [7]. Kalra MK, Rizzo S, Maher MM, Halpern EF, Toth TL, Shepard JA, Aquino SL. Chest CT performed with z-axis modulation: scanning protocol and radiation dose. *Radiology* 2005; 237: 303-8.
- [8]. Bruder H, Kachelriess M, Schaller S, Stierstorfer K, Flohr T. Single-slice rebinning reconstruction in spiral cone-beam computed tomography. *IEEE Trans Med Imaging* 2000; 19: 873-87.
- [9]. Kalender WA. [The use of flat-panel detectors for CT imaging]. *Radiologie* 2003; 43: 379-87.
- [10]. Knollmann F, Pfoh A. Image in cardiovascular medicine. Coronary artery imaging with flat-panel computed tomography. *Circulation* 2003; 107: 1209.
- [11]. Mahnken AH, Seyfarth T, Flohr T, Herzog C, Stahl J, Stanzel S, et al. Flat-panel detector computed tomography for the assessment of coronary artery stents: phantom study in comparison with 16-slice spiral computed tomography. *Invest Radiol* 2005; 40: 8-13.
- [12]. Avrin DE, Macovski A, Zatz LE. Clinical application of Compton and photo-electric reconstruction in computed tomography: preliminary results. *Invest Radiol* 1978; 13: 217-22.
- [13]. Karçaaltıncaba M, Aktaş A. Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications. *Diagn Interv Radiol* 2011; 17: 181-94.
- [14]. Yu L, Primak AN, Liu X, McCollough CH. Image quality optimization and evaluation of linearly mixed images in dual-source, dual-energy CT. *Med Phys* 2009; 36: 1019-24.
- [15]. Riederer SJ, Mistretta CA. Selective iodine imaging using K-edge energies in computerized tomography. *Med Phys* 1977; 4: 474-81.
- [16]. Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Hatemura M, Imuta M, Nakaura T, et al. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology* 2005; 237: 945-51.
- [17]. Gorgos A, Remy-Jardin M, Duhamel A, Faivre JB, Tacelli N, Delannoy V, et al. Evaluation of peripheral pulmonary arteries at 80 kV and at 140 kV: dual-energy computed tomography assessment in 51 patients. *J Comput Assist Tomogr* 2009; 33: 981-6.
- [18]. Boll DT, Hoffmann MH, Huber N, Bossert AS, Aschoff AJ, Fleiter TR. Spectral coronary multidetector computed tomography angiography: dual benefit by facilitating plaque characterization and enhancing lumen depiction. *J Comput Assist Tomogr* 2006; 30: 804-11.
- [19]. Sosna J, Aviram G, Halpern EJ. Innovations in cardiac CT: slice wars, dual energy, myocardial perfusion, and targeted contrast agents. In: Halpern EJ. *Clinical cardiac CT anatomy and function*. Thieme 2011.p.395-407.
- [20]. Flynn AE, Coggins DL, Goto M, Aldea GS, Austin RE, Doucette JW, et al. Does systolic subepicardial perfusion come from retrograde subendocardial flow? *Am J Physiol* 1992; 262: 1759-69.
- [21]. Nagao M, Matsuoka H, Kawakami H, Higashino H, Mochizuki T, Ohshita A, et al. Detection of myocardial ischemia using 64-slice MDCT. *Circ J* 2009; 73: 905-11.
- [22]. Nagao M, Matsuoka H, Kawakami H, Higashino H, Mochizuki T, Murase K, et al. Quantification of myocardial perfusion by contrast-enhanced 64-MDCT: characterization of ischemic myocardium. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191: 19-25.
- [23]. Ko SM, Seo JB, Hong MK, Do KH, Lee SH, Lee JS, et al. Myocardial enhancement pattern in patients with acute myocardial infarction on two-phase contrast-enhanced ECG-gated multidetector-row computed tomography. *Clin Radiol* 2006; 61: 417-22.

- [24]. Okada DR, Ghoshhajra BB, Blankstein R, Rocha-Filho JA, Shturman LD, Rogers IS, et al. Direct comparison of rest and adenosine stress myocardial perfusion CT with rest and stress SPECT. *J Nucl Cardiol* 2010; 17: 27-37.
- [25]. Mahnken AH, Bruners P, Mühlenbruch G, Emmerich M, Hohl C, Günther RW, et al. Low tube voltage improves computed tomography imaging of delayed myocardial contrast enhancement in an experimental acute myocardial infarction model. *Invest Radiol* 2007; 42: 123-9.
- [26]. Hyafil F, Cornily JC, Rudd JH, Machac J, Feldman LJ, Fayad ZA. Quantification of inflammation within rabbit atherosclerotic plaques using the macrophage-specific CT contrast agent N1177: a comparison with 18F-FDG PET/CT and histology. *J Nucl Med* 2009; 50: 959-65.
- [27]. Hyafil F, Cornily JC, Feig JE, Gordon R, Vucic E, Amirbekian V, et al. Noninvasive detection of macrophages using a nanoparticulate contrast agent for computed tomography. *Nat Med* 2007; 13: 636-41.



## Kardiyak Bilgisayarlı Tomografi (BT)'de Buluşlar: Kesit Mücadelesi, Dual Enerji, Miyokardiyal Perfüzyon Spesifik Kontrast Maddeler

Mecit Kantarcı, Aylin Okur

### Sayfa 166

Kalbin tamamını bir defada görüntülemek amacıyla, z ekseninin kapsama alanını arttırmak için, daha büyük dedektör panelleri olan yeni tarayıcılar geliştirilmiştir. Z ekseninin genişletilmesi, kalbin tamamının tek seferde görüntülenmesi, tek kalp atımında koroner BTA yapılabilmesi, aritmi ve hareket artefaktı etkisinin en aza indirilebilmesi ve radyasyon dozunun azaltılabilmesine olanak sağlayarak kardiyak görüntüleme için önemli avantajlar oluşturur.

### Sayfa 166

Koroner arterler 2-4 mm çapa sahip olup, ayrıntılı olarak gösterilebilmesi için uzaysal rezolüsyonun yüksek olması gerekir. Bu değer kateter anjiyografi için 0,2x0,2 mm'dir. Altmış dört kesitli sistemlerde 0,4x0,4x0,4 mm'dir. Çok kesitli BT'de uzaysal çözünürlüğün belirleyicileri dedektör boyutu (0,5-0,625 mm), rekonstrüksiyon aralığı (genellikle kesit kalınlığının yarısı) ve hasta hareketidir. İdeal olarak her 3 boyutu da aynı olan izotropik voksel alınabilmelidir.

### Sayfa 168

DEBT, tek gantri içerisine ortogonal yerleştirilmiş iki kaynak dedektör ünitesinden oluşmaktadır ve eş zamanlı olarak düşük ve yüksek kV değerinde akım ile görüntüler elde etmek mümkün olmaktadır. Bu görüntüler, iş istasyonuna aktarılarak sanal kontrastsız, iyot haritası ve karma (80 ve 140 kV) görüntüler elde edilebilir ve iyot haritaları ile dokuların tahmini kantitatif iyot konsantrasyonları saptanabilir.

### Sayfa 170

Girişimsel müdahale öncesi yapılan, geç kontrastlı düşük doz BT incelemeleri koroner stenoza ek olarak miyokardiyal canlılık hakkında da bilgi verebilir. Hipoperfüze alanların tespiti, medikal tedavi ile revaskülarizasyona olanak sağlaması açısından önemlidir.

### Sayfa 171

Yakın zamanda tavşan aterosklerotik plaklarında, iyot nanopartikülleri ile zenginleştirilmiş intravenöz kontrast madde enjeksiyonundan sonra çekilen BT ile plak içerisindeki makrofajlar saptanabilmiştir. Akut koroner sendrom için yüksek riskli olan plakların noninazif olarak saptanması, erken tedavi şansı açısından oldukça önemlidir.

## Kardiyak Bilgisayarlı Tomografi (BT)'de Buluşlar: Kesit Mücadelesi, Dual Enerji, Miyokardiyal Perfüzyon Spesifik Kontrast Maddeler

Mecit Kantarcı, Aylin Okur

1. Hangisi ÇKBT teknolojisindeki gelişmelerin getirdiği mutlak avantajlardan değildir?
  - a. Kalbin tek aksiyel tarama ile tek seferde incelenmesine olanak sağlaması
  - b. Harekete bağlı duyarlılığı azaltması
  - c. Radyasyon dozunda azalma sağlaması
  - d. Zamansal çözünürlükte artış sağlaması
2. Flat panel BT için hangisi yanlıştır?
  - a. Uzaysal çözünürlüğü BT'ye göre düşüktür
  - b. Kontrast çözünürlüğü düşüktür
  - c. Gantry rotasyon süresi uzundur
  - d. *In vivo* uygulamalar için uygun değildir
3. Hangisi dual enerjili BT'nin avantajlarından değildir?
  - a. Materyal karakterizasyonuna yardımcıdır
  - b. Radyasyon dozunun azaltılmasına yardımcıdır
  - c. Sadece iki tüple çalışır
  - d. Miyokart perfüzyonu değerlendirilmesinde yardımcıdır
4. Miyokardiyal perfüzyon BT için hangisi yanlıştır?
  - a. Miyokardın subendokardiyal tabakasının canlılığı sistolde değerlendirilir
  - b. Dozu SPECT'e göre düşüktür
  - c. Koroner anatomi gösterememesi dezavantajdır
  - d. Miyokardın subepitelyal tabakası diyastol fazına daha hassastır
5. Aterosklerotik plak aktivitesinde kullanılan yeni kontrast maddeler için hangisi doğrudur?
  - a. İyot nanopartikülleri ile zenginleştirilmiştir
  - b. Hedef, plak içlerindeki makrofajlardır
  - c. Akut koroner sendrom için riskli olguların erkenden tanınmasına olanak sağlar
  - d. Hepsi