

# Miyokardiyal Perfüzyon ve Geç Kontrastlanma

Adem Kırış<sup>1</sup>, Serkan Arıbal<sup>2</sup>

## ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Miyokart perfüzyonu ve geç kontrastlanmada kullanılan temel BT teknikleri
- Miyokardiyal BT perfüzyon görüntülerinin değerlendirilmesi
- Miyokardiyal BT perfüzyon tekniğinde karşılaşılan zorluklar
- Miyokard BT perfüzyon görüntülemesinde son gelişmeler
- Kaynaklar

## Giriş

Koroner arter hastalıkları (KAH) gelişmiş ülkelerdeki en önemli ölüm sebebi olup, KAH ile ilgili yeni tanı ve tedavi metotları geliştirilmektedir [1]. Tanı metotları arasında son yıllarda sıkça kullanılmaya başlayan koroner BT anjiyografi (BTA), koroner arter stenozu şüphesi olan olguların anatomik değerlendirmesini sağlar. Oysa, klinik olarak koroner arter hastalığına (KAH) ait bulguların varlığı düşünülen olgularda görüntülemenin asıl amacı, kan akımını sınırlayarak miyokart perfüzyonu üzerinde etki eden darlıkların tespitidir. Bununla birlikte, özellikle orta derecede darlıklarda (%30-80 arası) miyokart kan akımında bozulma olup olamayacağını darlıklarda kateter koroner anjiyografi (KKA) ya da koroner BTA ile değerlendirmek mümkün değildir [2]. Bu tür olgularda tedavinin şeklini ortaya koymada en belirleyici faktör, mevcut lezyonun fonksiyonel

açıdan önemidir. Kollateral damar miktarı, kompensatuvar vazodilatasyon kabiliyeti ve endotel fonksiyonu gibi birtakım faktörlerdeki değişiklikler, anatomik olarak aynı oranda darlık oluşturan iki plağın farklı oranda perfüzyon defektlerine neden olması sonucunu doğurabilir [3]. Ek olarak KAH açısından yüksek risk grubunda bulunup, koroner kalsiyum yükü fazla olan hastalar ile stentli olguların BTA ile değerlendirilmesinde oluşabilen yoğun artefakt stenoz oranında yalancı artışa neden olabilir [4, 5]. Bu sebeplerden ötürü koroner arterlerin değerlendirilme sürecinde anatomi yanında, fonksiyon hakkında da doğru bilgi verecek pozitron emisyon tomografisi (PET), bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi (SPECT), Dobutamin stres ekokardiyografi, miyokart perfüzyon Manyetik Rezonans (MR) gibi koroner anjiyografiye kombine edilen ek tetkiklere ihtiyaç duyulmuştur. Ayrıca kateter anjiyografi fraksiyonel akım rezervi (FFR), bilgisayarlı tomografi FFR, PET/BT gibi hibrit modeller geliştire-

<sup>1</sup>Mehmet Akif Ersoy Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye  
<sup>2</sup>Gülhane Askeri Tıp Akademisi Haydarpaşa Hastanesi, Radyoloji Bölümü, İstanbul, Türkiye

✉ Adem Kırış • ademkiris@hotmail.com

rilerek yapısal ve fonksiyonel değişikliklerin birlikte saptanması amaçlanmaktadır [6-11]. **Miyokart perfüzyonunun değerlendirilmesinde ideal olan yöntem, tanısal yeterlilik, hasta konforu ve maliyet-etkinlik bakımından avantaj sağlayacak ve KAH hakkında gerekli olan farklı bilgileri verebilecek tek bir görüntüleme yöntemidir [3].** Son yıllarda BT teknolojisindeki gelişmeler ve buna paralel olarak yapılan çalışmalarda miyokart perfüzyonu hakkında elde edilen kapsamlı veriler, azalmış radyasyon dozları ve artan deneyim gelecek için büyük ümit vaat etmektedir.

### Miyokart perfüzyonu ve geç kontrastlanmada kullanılan temel BT teknikleri

Elektron Beam Tomografi (EBT) ile 1980'li yılların sonunda oldukça popüler olan BT miyokardiyal perfüzyon yöntemleri son 10-15 yıldaki BT teknolojisindeki hızlı değişime bağlı olarak, yerini Çok Kesitli BT'ye (ÇKBT) bırakmıştır [12, 13].

Günümüzde miyokart perfüzyonundaki temel teknikler esas olarak 3 tanedir; a) BTA ile birlikte yapılan BTP, b) Dual enerji BTP c) Dinamik BTP teknikleridir. Bunların hepsinde stres ve istirahat halinde perfüzyon değişimi değerlendirilmeye çalışılmaktadır. Geç kontrastlanmanın değerlendirildiği BTP'ye ayrıca değinilecektir.

#### a) Koroner BTA ile beraber yapılan miyokardiyal BTP tekniği

Bu tetkikte asıl amaç, koroner arter lümenini değerlendirmek olmakla birlikte, çekim esnasında perfüzyona ait ek bulgular da elde edilmektedir. Erken arteriyel fazda miyokarttaki kontrast madde yoğunluğuna göre belirlenen kan akımı görsel olarak değerlendirilir. Sol ventrikülden kontrast maddenin ilk geçişi (first pass) esnasında perfüzyonu azalmış miyokart segmentlerinde kontrast madde miktarı azalmakta ve bu alanlar düşük dansitede görülmektedir [14, 15]. Hastaya ilave radyasyon vermemesi ve BTA yapan tüm cihazlar ile yapılabiliyor olması avantajlarıdır. Değişik

cihazlarda kullanılan elektronik filtreler değerlendirmede kolaylık sağlamaktadır [3, 16].

Ekstravasküler dolaşımdaki iyot konsantrasyonu intravenöz (İV) enjeksiyondan yaklaşık 1 dakika sonra intravasküler iyot konsantrasyonunu geçmeye başladığından, ilk geçiş BT perfüzyonda kontrast zamanlamasının çok doğru bir şekilde ayarlanması gerekir [17].

#### b) Dual enerji BT ile yapılan miyokardiyal BTP tekniği

Kontrast maddenin ilk arteriyel geçişi esnasında, miyokardiyal kan içeriğinin değerlendirmesini amaçlayan bu teknikte tek bir taramada, yüksek ve düşük enerji spektrumu ile X-ışını oluşturan dual enerji modunda çalışabilme yeteneğine sahip cihazlar kullanılır. **Genellikle iki tüp ve iki dedektör konfigürasyonuna sahip, çift tüplü BT cihazları, kontrast maddenin ve dokuların kendilerine özgü X-ışını absorpsiyon karakteristiklerine dayanarak miyokardiyal iyot miktarının dağılım haritasını ortaya koyar [18-20].** Bunun sonucunda, Hounsfield Unit (HU) cinsinden ölçtüğümüz atenüasyon değerine ek olarak, miyokart iskemisinin saptanmasında kullanılabilir ve daha özgün doku tanımlamasına fırsat veren renk kodlu iyot konsantrasyon miyokart perfüzyon haritalarının elde edilmesi mümkün olmaktadır.

Dual X-ışını kaynaklı 1. jenerasyon BT cihazlarıyla yapılan dual enerjinin kardiyak uygulamaları için temporal rezolüsyonun 83 ms'den 165 ms'ye çıkması sorun olarak görülmüş olmasına rağmen, 2. jenerasyon çift tüplü BT'ler ve yeni geliştirilen programlarla bu dezavantaj ortadan kaldırılmıştır [21]. Bazı üreticilerin tek tüplü BT'lerde hızlı kV geçişi sağlayıp, farklı enerji spektrumunda X-ışını oluşturma ve oluşturulan dual enerji ile miyokardiyal perfüzyon görüntüleri elde etme çalışmaları araştırma safhasındadır [22, 23].

#### c) Dinamik miyokardiyal BT perfüzyon tekniği

Miyokarttan kontrast madde geçişi esnasında stres ve dinlenme farklı zaman dilimlerinde elde edilen, zamana bağlı değişimin gösterildi-

ği görüntüleme yöntemidir. Aslında bu yöntem 1980'li yılların sonuna doğru EBT için geliştirilmişti [12, 23, 24]. Geniş kapsama alanı bulunan ÇKBT'lerde zamana bağlı değişimin gösterilebilmesi, EBT'nin kullanım alanını neredeyse ortadan kaldırmıştır. Mevcut BT teknolojileri, dedektörün kapsama alanında kalan dokunun perfüzyonunu yapma imkanı sağlamaktadır. Örneğin 256, 320 kesitli BT ya da ikinci jenerasyon çift tüplü BT'lerle sol ventrikülün çoğunu ya da tamamını kapsama içine alıp, masayı hareket ettirmeden zamana bağlı dinamik perfüzyon görüntüleme yapılabildiği gibi, masayı hızla ileri-geri hareket ettirerek kontrast maddenin geçişi esnasında değişik zamanlarda görüntüler alınarak dinamik BTP incelemesi yapılabilir [3, 25, 26]. Bu yaklaşımla görsel olarak yapılan değerlendirmeden farklı olarak sayısal ölçümler (time attenuation curve-TAC) mümkün olmaktadır [27]. Dinamik perfüzyon incelemelerin en önemli dezavantajı yüksek radyasyon maruziyetidir [3, 28].

### **Miyokart canlılık görüntülemesi için yapılan geç kontrast BTP teknikleri**

Akut miyokart enfarktüsü sonrasında oluşan hücre tahribi membran bütünlüğünün bozulmasına, bu durum da kontrast maddenin miyokarttaki dağılım hacminde artışa neden olur. Miyokardiyal BTP ile canlılık görüntülemesini sağlayan etkenin, Manyetik Rezonans (MR) incelemelerindeki Gadolinium'a (Gd) benzer şekilde, iyotlu kontrast maddenin, tahrip olan kardiyositlerin içinde birikip, geç kontrastlı görüntülerde izlenebilmesine bağlı olduğu düşünülmektedir [3, 29, 30]. Eğer tek başına geç kontrastlı görüntüler elde edilecekse 120-150 mL kontrast gereklidir. Kontrast madde bolus şeklinde ya da miyokardiyal kan havuzu değerlendirmesi için geliştirilmiş özel yöntemlerle verilebileceği gibi, araştırmacılar önce bolus ardından düşük akımlı enjeksiyonla kontrast verilmesinin normal ve enfarkte doku ayrımını daha belirgin hale getirdiğini göstermişlerdir [31]. Genellikle kontrast madde enjeksiyonun takiben 5-10 dk'lık gecikme çekim için uygun kabul edilmektedir.

Geç kontrastlı çekimler için oldukça akılcı bir yöntem ise kateter anjiyografiden hemen sonra ilave kontrast madde vermeksizin geç kontrastlı BTP görüntülerin alınmasıdır [32].

### **Stres miyokardiyal BTP inceleme yöntemi**

Stres miyokardiyal BTP görüntüleme; BT teknolojisindeki gerek yazılımsal gerekse donanımsal gelişmeler ile miyokardiyal perfüzyon görüntülemeye kullanılan temel yöntem haline gelmeye başlamıştır. Stres miyokardiyal BTP inceleme tekniği; kabaca istirahat ve stres anında miyokarttaki perfüzyonun değerlendirilmesi ve karşılaştırmalı yorumlanması temeline dayanır.

### **Hasta hazırlığı, stres ajanları seçimi ve görüntü eldesi**

Çekimden önce, hastalara nonselektif adenozin reseptör antagonisti olan kafein kullanımından kaçınmaları söylenir. Kontrast ve stres ajanının her birinin infüzyonu için her iki antekübital venden damar yolu açılır. Hareket artefaktlarını minimize etmek için istirahat halinde <60 atım/dk'lık kalp hızı hedeflenerek oral ya da intravenöz (İV) metoprolol verilir.

Stres ajanlarından en bilinenleri ve yapılan klinik çalışmalarda en sık kullanılanları adenozin ve dipiridamol'dür. Her ikisi de "koroner çalma fenomeni" mekanizmasıyla etki eder [33, 34]. Bu fenomene göre verilen stres ajanı koroner damarlarda vazodilatasyon yapar. Plak içeren damarlardaki vazodilatasyon miktarı sağlıklı damarlara oranla daha azdır. Böylece, plak içeren damarın sulama alanına, daha az kan ve dolayısıyla daha az kontrast madde ulaşır. Günümüzde kullanılmaya başlanan bir diğer stres ajanı da regadenazon'dur [3, 35]. Kullanımı bolus enjeksiyon yoluyla 0,4 mg'lık standart dozda olup, hastaya ve kiloya göre ayarlama gerektirmez. Ancak adenozin ve dipiridamolle karşılaştırıldığında etkisi daha uzun sürer.

Miyokart BT perfüzyon protokolü nükleer miyokardiyal perfüzyon görüntülemesine benzer şekilde stres ve istirahat fazlarını içerir. İstirahat ve stres görüntülemeden hangisinin öncelikli olarak yapılacağı konusunda herkes tarafından kabul görmüş bir protokol mevcut

değildir. Öncesinde kendi fazını kontamine edecek kontrast madde verilmediğinden, ilk alınan faz daima daha güvenilirdir. Fazların önceliklerinin çeşitli avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Stres ve ardından yapılan istirahat protokolünün kullanılmasının avantajı stres fazının iskemiye saptayabilme özelliğinin optimize edilmesidir. Bu, ayrıca takip eden istirahat fazı için nitratların kullanımına olanak sağlamaktadır, ki eğer istirahat fazı daha önce uygulanacak olursa nitrat kullanımı kontrendike olacaktır. Ancak bu sıralamanın dezavantajı, yeterli bekleme süresi bırakılmadan yapılan istirahat fazında oluşacak kontrast kontaminasyonunun mevcut enfarkt dokusunu maskeleyebilmesidir. Çünkü kullanılan iyotlu kontrast maddeler, Gadolinium (Gd) içeren kontrast maddelere benzer şekilde enfarkt dokusunda yavaş kontrast yıkımına uğrayıp birikirler [3, 26, 28]. Önce istirahat, ardından stres fazlarının yapılması şeklindeki uygulamada ise, kontrast madde kontaminasyonu stres fazında oluşacak iskemik alanın maskelenmesine neden olabilir. Buna karşılık önce istirahat fazının yapıldığı protokolün avantajı; aynı anda elde edilen BTA'da orta derece ve üzeri darlık saptanan olgularda protokole stres BTP ile devam edilirken, daha düşük darlık saptanan olgularda stres fazına devam edilmeyerek, gereksiz kontrast madde ve radyasyonun önüne geçilebilmektedir [36].

Stres miyokardiyal BTP incelemede asıl amacının iskemiye saptamak olduğundan önce stres fazının, ardından ise istirahat fazının yapılması en optimal yöntem olarak görülse de, gereksiz uygulanacak stres fazının önüne geçmek için istirahat fazının ilk sırada yapılması daha çok tercih edilmektedir. Günümüzde önerilen ve büyük oranda kabul gören protokol; istirahat fazı koroner arterlerinde orta-ileri darlık bulunan olgular ile, kalsifiye plak-stent gibi nedenlerden ötürü değerlendirilemeyen koroner arter segmenti bulunan olgular dışında stres fazına geçilmeyen BTP incelemesidir [29, 31, 36].

Çekim başlangıcında pozisyonu ayarlamak amacıyla kılavuz görüntüler elde edilir. İstirahat fazı için 60-70 mL kontrast 5 mL/sn hızla verilir ve R-R aralığının %70-80'lik kısmı he-

deflenerek, vücut kitle endeksine göre uygun tüp akımı ve voltajı uygulanıp prospektif EK-Gtetiklemeli görüntüleme yapılır.

Koroner BTA ve istirahat BTP incelemesini müteakiben kontaminasyonu önlemek için hasta supin pozisyonda yaklaşık 15 dakika bekletilir. On beşinci dakikanın sonunda, infüzyon cihazı ile dakika başına 140 µg/kg adenozin infüzyonuna başlanır. İnfüzyonun 3. dakikasından itibaren cihazın mevcut kalp hızına adapte olması ve yeni çekim için hazırlanması sağlanır. Adenozin infüzyonunun 4. dakikasında ise, 5 mL/sn hızla 60-70 mL kontrast madde verilerek stres fazının çekimi başlamış olur. Çekim tamamlandıktan sonra infüzyon durdurulur. Eğer isteniyorsa 5-10 dk. beledikten sonra, miyokardiyal canlılık değerlendirmesi için geç kontrastlı BTP çekimi yapılır. Daha sonra hasta bağlantıları sökülür ve tetkik odasının dışında belirli bir süre takip edilir. Stres miyokardiyal BTP inceleme akış şeması Tablo 1'de özetlenmiştir.

### Miyokardiyal BT perfüzyon görüntülerinin değerlendirilmesi

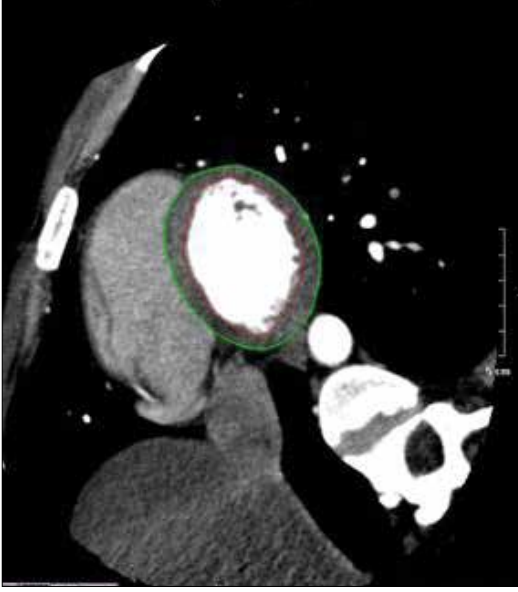
#### Görüntü rekonstrüksiyonu

Her iki fazda elde edilen ham görüntüler mümkün olan en ince kesit kalınlığında (genelde 0,5 mm), %1-5'lik (genelde %2) segmentlere rekonstrükte edilir ve en az hareketin olduğu kardiyak faz son değerlendirme için seçilir. Miyokarttaki iyot içeriğini en doğru şekilde yansıtması için, ışın sertleşmesini düzelten rekonstrüksiyon kerneli (320 dedektörlü BT'de FC03) eklenmiştir. Çift tüplü BT ile yapılan çalışmalarda ise tipik olarak B10f kerneli kullanılır, ancak bunun miyokarda özel ışın sertleşmesini düzeltici özelliği yoktur [16].

#### Görüntü incelenmesi

İstirahat ve stres fazı içinden seçilen görüntüler, miyokardiyal perfüzyon yazılımı ile değerlendirilir. Elde edilen görüntüler içinden sol ventrikül basis ve apeksi ile ventrikül duvarının sınırları, yazılım tarafından otomatik olarak belirlenir. Bu sınırlar, her zaman doğru olarak belirlenemediğinden özellikle endokardiyal

ve epikardiyal sınırların doğru çizildiğinden emin olunmalıdır (Resim 1). Çünkü endokardiyal sınırın çizilmesi esnasında, kontrast dolu sol ventrikül kavitesi ya da epikardiyal sınırın çizilmesi sırasında hava dolu akciğer parankiminin miyokarda dahil edilmesi, atenüasyon değerinde belirgin değişikliklere ve sonuçta

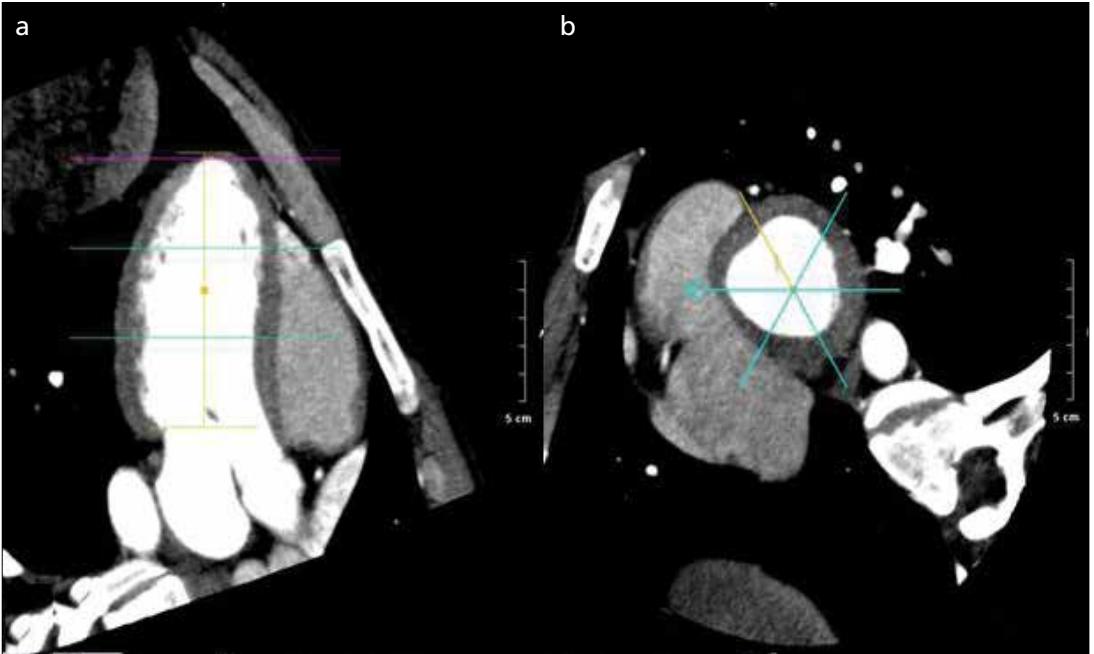


Resim 1. Sol ventrikül miyokardının endokardiyal ve epikardiyal sınırının belirlenmesi.

perfüzyon değerlendirmesinde hatalara sebep olur. Tüm bu nedenlerle, rutin olarak her olguda çizim yanlışlıkları mevcut ise düzeltilir ve daha sonra perfüzyon değerlendirmesi yapılır.

Yine yazılım tarafından otomatik olarak belirlenen ve kontrol edilmesi gereken bir diğer konu ise sol ventrikülün anterior ve inferior da sağ ventriküle insersiyon noktalarıdır (Resim 2). Bu noktaların da optimal olarak belirlenmesi ile sol ventrikül miyokardı 13, 17 ya da 20 segmente ayrılır. Sıklıkla kullanılan 17 segment içeren sistemdir [37].

Şimdiye kadar klinik çalışmaların çoğunda miyokardiyal perfüzyonun görsel kalitatif değerlendirmesi kullanılmıştır. Bu değerlendirmede, normal ve düşük kontrastlanma gösteren miyokardiyum segmentleri, istirahat ve stres anında eş zamanlı olarak görsel açıdan kıyaslanmaktadır. Görüntüler tipik olarak, miyokardiyal atenüasyondaki belirsiz farklılıkları optimize edecek dar pencere aralığı ve seviyesinde (W200/L100 ya da W300/L150) ve 3-5 mm kesit kalınlığında değerlendirilir. Her bir miyokardiyal segment perfüzyon defektinin varlığı ve yokluğuna göre skorlanır ve eğer miyokardiyumun  $\geq 50\%$ 'sini içeriyorsa transmüral, aksi halde nontransmüral olarak derecelendirilir.



Resim 2. a, b. Sol ventrikülün aksı ve sınırları ile (a) sağ-sol ventrikül bileşke noktasının (b) belirlenmesi.

**Tablo 1: İstirahat, stres ve geç kontrastlı BTP protokolünün şematik görünüşü**

Hasta hazırlığı damar yolu EKG vital bulgular	Çekim öncesi	İstirahat BTP ve BTA	15 dk istirahat	4 dk	Stres BTP	5-10 dk	Geç kontrastlı BTP	Çekim sonrası kontrol EKG vital bulgular
--	--------------	-------------------------	-----------------	------	--------------	---------	--------------------------	---

Transmüral perfüzyon oranının (TPO) değerlendirildiği yarı otomatik kantitatif değerlendirilmede, miyokardiyumun spesifik bir segmentinin subendokardiyal atenüasyonu ile subepikardiyal alana kadar olan tam kat atenüasyonunun oranı hesaplanır [38]. Koroner arter darlıklarında, kanlanmanın en fazla etkilendiği alan subendokardiyal alan olup, iskemi ve enfarkt ilk olarak bu tabakadan başlar. Dolayısıyla perfüzyon defekti durumunda TPO' da düşüş beklenir. Bu oran öncelikli olarak MR kaynaklı perfüzyon incelemeler için geliştirilmiş olup, daha sonra BTP incelemelerde de kullanılmaya başlanmıştır [39]. Yapılan çalışmada; koroner arter hastalığının olmadığı normal olgularda TPO değeri  $1,12 \pm 0,13$  olarak bulunmuş olup, potansiyel olarak anormal değerlerin, normal değerlerin 1 standart sapmadan daha fazla altında ya da 0,99 ve altındaki değerler olduğu gösterilmiştir [39].

Görüntü değerlendirmesinde tespit edilen defektin geri dönüşümlü olup olmadığı da değerlendirilir. Geri dönüşümlülük denildiğinde; büyük oranda geri dönüşümlü, büyük oranda kalıcı, kısmen geri dönüşümlü perfüzyon defekti akla gelmektedir. İstirahat görüntülerde normal olarak izlenen alan, stres görüntülerde perfüzyon defekti gösteriyorsa, buna büyük oranda geri dönüşümlü iskemi denir. İstirahat görüntülerde izlenen perfüzyon defekti, stres görüntülerde de aynı boyut ve dansitede ya da aynı boyutta ama artmış dansitede izleniyor ise buna büyük oranda kalıcı perfüzyon defekti denilir. İstirahat görüntülerde izlenen perfüzyon defektinin boyutları stres görüntülerde artıyorsa, bu durumda artış gösteren alana enfarkt alanının çevresindeki kısmen geri dönüşümlü iskemi (perienfarkt iskemi) alanı denilir [3, 40, 41].

İstirahat görüntülerde enfarkt alanında inflamatuar hücreler ve fibroblastların aktiviteleri nedeniyle oluşacak volüm kaybı ve incelmeyle

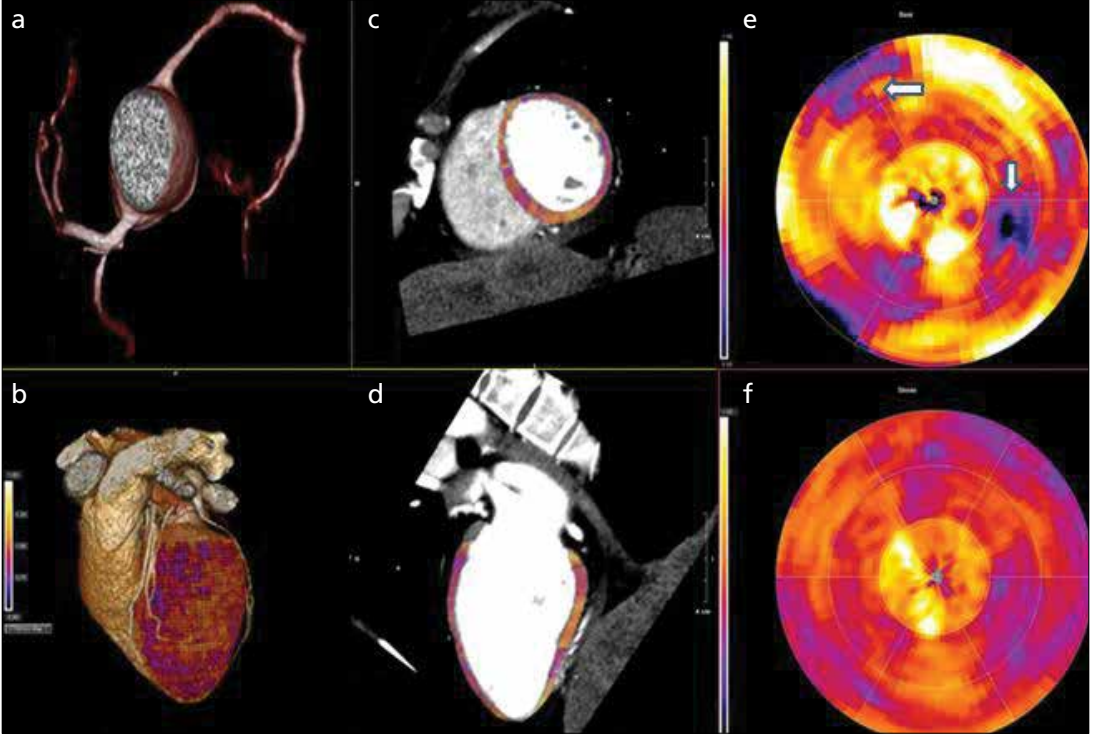
beraber yağlı metaplazi izlenebilir. Ek olarak miyokardiyal kalsifikasyon, anevrizma ya da psödoanevrizma formasyonu ve mural trombüslerin de değerlendirmesi yapılmalıdır.

Miyokardiyal BTP değerlendirmenin en son ve ihmal edilmemesi gereken basamağı, mevcut verileri yani perfüzyon defektlerini koroner BTA görüntülerindeki koroner arter sulama alanlarına göre eşleştirmek ve bu damarlardaki darlıklar ile konfirmasyonunu yapmaktır. Bu yapılmayıp, BTP inceleme tek başına değerlendirilirse yanlış pozitif ya da negatiflikler olur (Resim 3, 4).

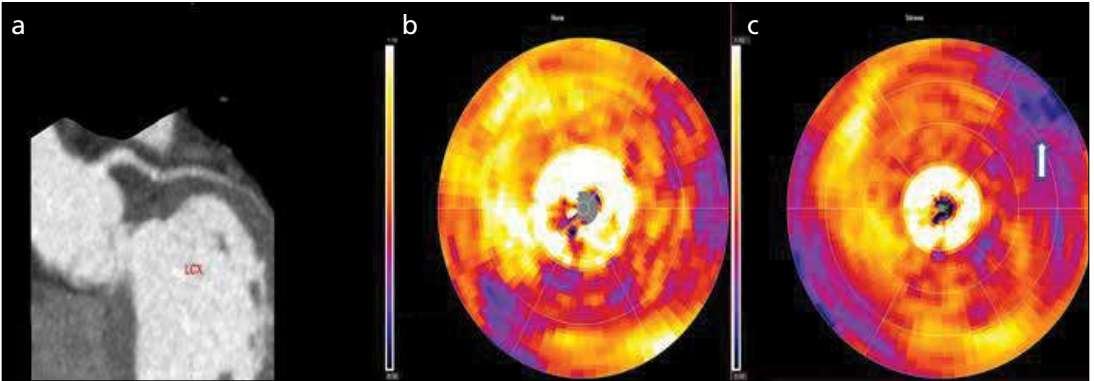
### Miyokardiyal BT perfüzyon tekniğinde karşılaşılan zorluklar

Görüntü eldesinde karşılaştığımız artefaktlar sorun oluştursa da, günümüz BT teknolojisinde ilerlemelerle bu problemlerin üstesinden gelineceği düşünülmektedir. Hareket artefaktları, hastalara beta bloker ile premedikasyon uygulayarak, dual X-ışını kaynaklı BT cihazları kullanarak ya da segmental rekonstrüksiyon uygulayabilen geniş dedektörlü cihazlar kullanılarak azaltılabilir. Çok sayıda kardiyak fazın değerlendirilmesiyle gerçek perfüzyon defektini, hareket artefaktından ayırmak mümkündür. Çünkü gerçek perfüzyon defekti değişmeden kalırken, hareket artefaktı yer değiştirir. Işın sertleşme artefaktları hipoperfüzyonu taklit eden düşük atenüasyonlu alanları şeklinde görülür. Bu artefaktlar üçgen şeklinde olup, yüksek atenüasyonlu alan komşuluğunda ortaya çıkıp, herhangi bir vasküler yatağa uyamazlar ve yeni nesil BT cihazlarındaki miyokarda spesifik ışın sertleşmesi düzeltme (beam hardening correction) algoritmaları ile azaltılabilir [42, 43].

Yapılan bir çalışmada, BTP kullanımının in-vazif kardiyak işlemlerde artışa neden olduğu ve dolayısıyla daha fazla maliyetle sonuçlan-



**Resim 3. a-f.** Normal Adenozin stres-miyokardiyal BTP inceleme izlenen olgu örneği; Koroner BTA incelemede ait 3 boyutlu volüm rendering (3B-VR) görüntüde koroner arterlerde stenoz izlenmemiştir (a). Stres polar haritası giydirilmiş 3B-VR (b) ve multiplanar rekonstrükte görüntülerde (c, d) normal sınırlarda miyokardiyal perfüzyon bulguları. İstirahat (e) ve stres (f) polar haritalarında normal miyokardiyal perfüzyona ait bulguları. İstirahat perfüzyon haritasında perfüzyon defekti görünümü veren alanların (beyaz oklar) artefakt olduğu doğrulanmıştır.



**Resim 4. a-c.** Perfüzyon defekti bulunan Adenozin-stres miyokardiyal BTP örneği; koroner BTA incelemede sirkumfleks arterde (LCX) orta derece darlığa yol açmış mikst tipte plak formasyonu (a). İstirahat polar haritalarında normal miyokardiyal perfüzyon bulguları (b). Stres polar haritasında (c), LCX sulama alanındaki segment 6 lokalizasyonunda büyük oranda geri dönüşümlü perfüzyon defekti ile uyumlu görünüm (beyaz ok).

dığını göstermiştir [44]. Bununla birlikte daha genç hastalarda yapılan eş zamanlı bir çalışmada ise, takip harcamalarında azalma olduğu saptanmıştır [45]. Ancak, bu konuda daha geniş ve uzun soluklu çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Kardiyak BTP'nin bir diğer sınırlılığı ise iyonizan radyasyon maruziyetidir. Prospektif EKG tetiklemeli yöntemlerin kullanıma girmesi ile birlikte radyasyon dozları 2-4 mSv'e kadar düşmüştür. Son zamanlarda yazılım ve donanım sistemlerindeki gelişmelerle birlikte

firmalar  $<1$  mSv dozlar bildirmektedir [28]. Son dönemde bildirilen radyasyon dozları diğer alternatif modaliteler (teknesyum-99m SPECT, 9-15 mSv; talyum-201 SPECT, 20-40 mSv; KKA, 2-11 mSv; rubidyum-82 PET, 1-3 mSv; dual izotop SPECT ile miyokardiyal viyabilite, 30 mSv) ile karşılaştırıldığında benzer ya da daha düşüktür [20].

### Miyokard BT perfüzyon görüntülemesinde son gelişmeler

Koroner opasifikasyon gradyentlerinin ölçümleri koroner kan akımı hakkında dolaylı bilgi verebilir. Tüm kalbi kapsama alanına dahil eden ve incelenen alanda eş zamanlı değerlendirme sağlayan 320 dedektörlü BT yanında, koroner opasifikasyondaki değişiklikleri inen aortaya göre düzenleyerek, yetersiz kardiyak kapsamı olan BT cihazlarıyla bile koroner kan akımının doğru bir şekilde tahmin edilebileceği gösterilmiştir [46, 47].

Kateter anjiyografi ile beraber yapılan fraksiyonel akım rezerv (FFR) ölçümü iskeminin tespiti için altın standarttır. Son yıllarda 64 dedektör ve üzeri BT cihazları ile FFR ölçümü yapılabileceğine dair ümit veren çalışmalar mevcuttur [48].

### Sonuç

Koroner arterleri yüksek çözünürlükte görüntüleyebilen BTA, invazif koroner anjiyografiye alternatif noninvazif bir yöntemdir. Koroner arteriyel ve venöz sistemle beraber kapaklar, miyokart, perikart ve sol ventrikül fonksiyonunun da doğru değerlendirilmesi mümkündür. Ancak tek başına BTA ile elde edilen anatomik görüntüleme, tespit edilen koroner lezyona revaskülarizasyon ihtiyacını belirleyemez. Koroner stenozun darlık oranı ile onun hemodinamik önemi arasında uyumsuzluklar sıklıkla görüldüğünden, orta derecedeki darlıkların tedavi kararından önce fonksiyonel açıdan da test edilmesi gereklidir. Pozitron emisyon tomografisi (PET) ya da SPECT'i çok kesitli BT anjiyografi ile birleştiren hibrit görüntüleme sistemleri günümüzde uygulanabilir olup, direkt olarak morfolojik ve fonksiyonel

bilginin birleştirilmesine olanak sağlamaktadır. Bunun yanı sıra, anatomik ve fonksiyonel bilginin birlikte ve tek bir cihazda elde edilebildiği miyokardiyal BTP incelemesi bu yöntemlere alternatif olmuştur.

Şu ana kadar yapılan çalışmalarda, BT perfüzyon yöntemi KAH'ın değerlendirilmesinde ilk tercih modalite olma potansiyeli taşıdığı görülse de, birtakım zorlukların üstesinden gelinmesi ve daha geniş hasta gruplarında çok merkezli çalışmaların yapılması gerekmektedir. Optimal görüntüleme protokollerinin, kontrast kullanımının, veri parametrelerinin, rekonstrüksiyon tekniklerinin ve post proses metodlarının standardize edilebilmesi için daha fazla araştırma yapılmalıdır.

### Kaynaklar

- [1]. Lloyd-Jones D, Adams R, Carnethon M, de Simone G, Ferguson TB, Flegal K, et al. Heart disease and stroke statistics: 2009 update. *Circulation* 2009; 119: 21-181.
- [2]. Kern MJ, Samaday H. Current concepts of integrated coronary physiology in the catheterization laboratory. *J Am Cardiol* 2010; 55: 173-85.
- [3]. Vliegthart R, Henzler T, Moscariello A, Ruzsics B, Bastarrica G, Oudkerk M, et al. CT of coronary heart disease: Part 1, CT of myocardial infarction, ischemia, and viability. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 198: 531-47.
- [4]. Pflederer T, Marwan M, Renz A, Bachmann S, Ropers D, Kuettner A, et al. Noninvasive assessment of coronary in-stent restenosis by dual-source computed tomography. *Am J Cardiol* 2009; 103: 812-7.
- [5]. Pugliese F, Weustink AC, van Mieghem C, Alberg-hina F, Otsuka M, Meijboom WB, et al. Dual source coronary computed tomography angiography for detecting in-stent restenosis. *Heart* 2008; 94: 848-54.
- [6]. Grunau GL, Min JK, Leipsic J. Modeling of fractional flow reserve based on coronary CT angiography. *Curr Cardiol Rep* 2013; 15: 336.
- [7]. Rybicki FJ, Otero HJ, Steigner ML, Vorobiof G, Nallamshetty L, Mitsouras D, et al. Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2008; 24: 535-46.
- [8]. Steigner ML, Mitsouras D, Whitmore AG, Otero HJ, Wang C, Buckley O, et al. Iodinated contrast opacification gradients in normal coronary arteries imaged with prospectively ECG-gated single heart beat 320-detector row computed tomography. *Circ Cardiovasc Imaging* 2010; 3: 179-86.
- [9]. Pazhenkottil AP, Nkoulou RN, Ghadri JR, Herzog BA, Buechel RR, Silke M, et al. Prognostic value



- of cardiac hybrid imaging integrating single-photon emission computed tomography with coronary computed tomography angiography. *Eur Heart J* 2011; 32: 1465-71.
- [10]. Rispler S, Keidar Z, Ghersin E, Roguin A, Soil A, Dragu R, et al. Integrated single-photon emission computed tomography and computed tomography coronary angiography for the assessment of hemodynamically significant coronary artery lesions. *J Am Coll Cardiol* 2007; 49: 1059-67.
- [11]. Namdar M, Hany TF, Koepfli P, Siegrist PT, Burger C, Wyss CA, et al. Integrated PET/CT for the assessment of coronary artery disease: a feasibility study. *J Nucl Med* 2005; 46: 930-5.
- [12]. Rumberger JA, Bell MR. Measurement of myocardial perfusion and cardiac output using intravenous injection methods by ultrafast (cine) computed tomography. *Invest Radiol* 1992; 27: 40-6.
- [13]. Rumberger JA, Feiring AJ, Lipton MJ, Higgins CB, Ell SR, Marcus ML. Use of ultrafast computed tomography to quantitate regional myocardial perfusion: A preliminary report. *J Am Coll Cardiol* 1987; 91: 59-69.
- [14]. George RT, Silva C, Cordeiro MA, Ichihara T, Lima JAC, Lardo AC, et al. Multidetector computed tomography myocardial perfusion imaging during adenosine stress. *J Am Coll Cardiol* 2006; 48: 153-60.
- [15]. Hoffmann U, Millea R, Enzweiler C, Ferencik M, Gulick S, Titus J, et al. Acute myocardial infarction: contrast enhanced multidetector row CT in a porcine model. *Radiology* 2004; 231: 697-701.
- [16]. Mahnken AH, Lautenschläger S, Fritz D, Koos R, Scheuering M. Perfusion weighted color maps for enhanced visualization of myocardial infarction by MSCT: preliminary experience. *Int J Cardiovasc Imaging* 2008; 24: 883-90.
- [17]. Newhouse JH, Murphy RX Jr. Tissue distribution of soluble contrast: effect of dose variation and changes with time. *Am J Roentgenol* 1981; 136: 463-7.
- [18]. Ruzsics B, Schwarz F, Schoepf UJ, Lee YS, Bastarriga G, Chiaramida SA, et al. Comparison of dual-energy computed tomography of the heart with single photon emission computed tomography for assessment of coronary artery stenosis and of the myocardial blood supply. *Am J Cardiol* 2009; 104: 318-26.
- [19]. Ko SM, Choi JW, Song MG, Shin JK, Chee HK, Chung HW, et al. Myocardial perfusion imaging using adenosine-induced stress dual-energy computed tomography of the heart: comparison with cardiac magnetic resonance imaging and conventional coronary angiography. *Eur Radiol* 2011; 21: 26-35.
- [20]. Weininger M, Schoepf UJ, Ramachandra A, Fink C, Rowe GW, Costello P, et al. Adenosine-stress dynamic real-time myocardial perfusion and adenosine-stress first-pass dual energy myocardial perfusion CT for the assessment of acute chest pain: initial results. *Eur J Radiol* 2012; 81: 3703-10.
- [21]. Lv P, Lin XZ, Li J, Li W, Chen K. Differentiation of small hepatic hemangioma from small hepatocellular carcinoma: recently introduced spectral CT method. *Radiology* 2011; 259: 720-9.
- [22]. Cormode DP, Roessl E, Thran A, Skajaa T, Gordon RE, Schlomka JP, et al. Atherosclerotic plaque composition: analysis with multicolor CT and targeted gold nanoparticles. *Radiology* 2010; 256: 774-82.
- [23]. Wolfkiel CJ, Ferguson JL, Chomka EV, Law WR, Labin IN, Tenzer ML, et al. Measurement of myocardial blood flow by ultrafast computed tomography. *Circulation* 1987; 76: 1262-73.
- [24]. Bell MR, Lerman LO, Rumberger JA. Validation of minimally invasive measurement of myocardial perfusion using electron beam computed tomography and application in human volunteers. *Heart* 1999; 81: 628-35.
- [25]. Bastarriga G, Ramos-Duran L, Rosenblum MA, Kang DK, Rowe GW, Schoepf UJ. Adenosine-stress dynamic myocardial CT perfusion imaging: initial clinical experience. *Invest Radiol* 2010; 45: 306-13.
- [26]. Ho KT, Chua KC, Klotz E, Panknin C. Stress and rest dynamic myocardial perfusion imaging by evaluation of complete time-attenuation curves with dual-source CT. *JACC Cardiovasc Imaging* 2010; 3: 811-20.
- [27]. Bamberg F, Klotz E, Flohr T, Becker A, Becker C, Schmidt B, et al. Dynamic myocardial stress perfusion imaging using fast dual-source CT with alternating table positions: Initial experience. *Eur Radiol* 2010; 20: 1168-73.
- [28]. Dwivedi G, Dowsley TF, Chow BJ. Assessment of cardiac computed tomography-myocardial perfusion imaging - promise and challenges. *Circ J* 2012; 76: 544-52.
- [29]. Chang HJ, George RT, Schuleri KH, Evers K, Kitagawa K, Lima JA, et al. Prospective electrocardiogram-gated delayed enhanced multidetector computed tomography accurately quantifies infarct size and reduces radiation exposure. *JACC Cardiovasc Imaging* 2009; 2: 412-20.
- [30]. 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.
- [31]. Brodoefel H, Reimann A, Klumpp B, Fenchel M, Ohmer M, Miller S, et al. Assessment of myocardial viability in a reperfused porcine model: evaluation of different MSCT contrast protocols in acute and subacute infarct stages in comparison with MRI. *J Comput Assist Tomogr* 2007; 31: 290-8.
- [32]. Boussel L, Ribagnac M, Bonnefoy E, Staat P, Elicker BM, Revel D, et al. Assessment of acute myocardial infarction using MDCT after percutaneous coronary intervention: comparison with MRI. *Am J Roentgenol* 2008; 191: 441-7.
- [33]. Picano E, Lattanzi F. Dipyridamole echocardiography. A newdiagnostic window on coronary artery disease. *Circulation* 1991; 83: 19-26.

- [34]. Wilson RF, Wyche K, Christensen BV, Zimmer S, Laxson DD. Effects of adenosine on human coronary arterial circulation. *Circulation* 1990; 82: 1595-606.
- [35]. Jaroudi WA, Iskandrian AE. Regadenoson: a new myocardial stress agent. *J Am Coll Cardiol* 2009; 54: 1123-30.
- [36]. Nais A, Senevirante S, DeFrance T. Advances in contrast-enhanced cardiovascular CT for the evaluation of myocardial perfusion. *Curr Cardiovasc Imaging Repp* 2010; 3: 372-81.
- [37]. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, et al. American Heart Association Writing Group on Myocardial Segmentation and Registration for Cardiac Imaging: Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart: a statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation* 2002; 105: 539-42.
- [38]. Cury RC, Magalhães TA, Paladino AT, Shiozaki AA, Perini M, Senra T, et al. Dipyridamole stress and rest transmural myocardial perfusion ratio evaluation by 64 detector-row computed tomography. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2011; 5: 443-8.
- [39]. George RT, Arbab-Zadeh A, Miller JM, Kitagawa K, Chang HJ, Bluemke DA, et al. Adenosine stress 64- and 256-row detector computed tomography angiography and perfusion imaging: a pilot study evaluating the transmural extent of perfusion abnormalities to predict atherosclerosis causing myocardial ischemia. *Circ Cardiovasc Imaging* 2009; 2: 174-82.
- [40]. Mahnken AH, Bruners P, Kinzel S, Katoh M, Mühlenbruch G, Günther RW, et al. Late phase MSCT in the different stages of myocardial infarction: animal experiments. *Eur Radiol* 2007; 17: 2310-7.
- [41]. Mahnken AH, Bruners P, Bornikoeel CM, Krämer N, Guenther RW. Assessment of myocardial edema by computed tomography in myocardial infarction. *JACC Cardiovasc Imaging* 2009; 2: 1167-74.
- [42]. Ko SM, Choi JW, Song MG, Shin JK, Chee HK, Chung HW, et al. Myocardial perfusion imaging using adenosine-induced stress dual-energy computed tomography of the heart: comparison with cardiac magnetic resonance imaging and conventional coronary angiography. *Eur Radiol* 2011; 21: 26-35.
- [43]. Bastarrika G, Ramos-Duran L, Rosenblum MA, Kang DK, Rowe GW, Schoepf UJ. Adenosinestress dynamic myocardial CT perfusion imaging: initial clinical experience. *Invest Radiol* 2010; 45: 306-13.
- [44]. Min JK, Kang N, Shaw LJ, Devereux RB, Robinson M, Lin F, et al. Costs and clinical outcomes after coronary multidetector CT angiography in patients without known coronary artery disease: comparison to myocardial perfusion SPECT. *Radiology* 2008; 249: 62-70.
- [45]. Shreibati JB, Baker LC, Hlatky MA. Association of coronary CT angiography or stress testing with subsequent utilization and spending among Medicare beneficiaries. *JAMA* 2011; 306: 2128-36.
- [46]. Choi JH, Min JK, Labounty TM, Lin FY, Mendoza DD, Shin DH, et al. Intracoronary transluminal attenuation gradient in coronary CT angiography for determining coronary artery stenosis. *JACC Cardiovasc Imaging* 2011; 4: 1149-57.
- [47]. Goto M, Flynn AE, Doucette JW, Jansen CM, Stork MM, Coggins DL, et al. Cardiac contraction affects deep myocardial vessels predominantly. *Am J Physiol* 1991; 261: 1417-29.
- [48]. Zarins CK, Taylor CA, Min JK. Computed Fractional Flow Reserve (FFRCT) Derived from Coronary CT Angiography. *J Cardiovasc Transl Res* 2013 Aug 10. [Epub ahead of print].

## Miyokardiyal Perfüzyon ve Geç Kontrastlanma

Adem Kırış, Serkan Arıbal

### Sayfa 132

Miyokart perfüzyonunun değerlendirilmesinde ideal olan yöntem, tanısal yeterlilik, hasta konforu ve maliyet-etkinlik bakımından avantaj sağlayacak ve KAH hakkında gerekli olan farklı bilgileri verebilecek tek bir görüntüleme yöntemidir.

### Sayfa 132

Genellikle iki tüp ve iki dedektör konfigürasyonuna sahip, çift tüplü BT cihazları, kontrast maddenin ve dokuların kendilerine özgü X-ışını absorpsiyon karakteristiklerine dayanarak miyokardiyal iyot miktarının dağılım haritasını ortaya koyar.

### Sayfa 136

Geri dönüşümlülük denildiğinde; büyük oranda geri dönüşümlü, büyük oranda kalıcı, kısmen geri dönüşümlü perfüzyon defekti akla gelmektedir. İstirahat görüntülerde normal olarak izlenen alan, stres görüntülerde perfüzyon defekti gösteriyorsa, buna büyük oranda geri dönüşümlü iskemi denir. İstirahat görüntülerde izlenen perfüzyon defekti, stres görüntülerde de aynı boyut ve dansitede ya da aynı boyutta ama artmış dansitede izleniyor ise buna büyük oranda kalıcı perfüzyon defekti denilir. İstirahat görüntülerde izlenen perfüzyon defektinin boyutları stres görüntülerde artıyorsa, bu durumda artış gösteren alana enfarkt alanının çevresindeki kısmen geri dönüşümlü iskemi (perienfarkt iskemi) alanı denilir.

### Sayfa 136

Miyokardiyal BTP değerlendirmenin en son ve ihmal edilmemesi gereken basamağı, mevcut verileri yani perfüzyon defektlerini koroner BTA görüntülerindeki koroner arter sulama alanlarına göre eşleştirmek ve bu damarlardaki darlıklar ile konfirmasyonunu yapmaktır. Bu yapılmayıp, BTP inceleme tek başına değerlendirilirse yanlış pozitif ya da negatifikler olur.

### Sayfa 136

Hareket artefaktları, hastalara beta bloker ile premedikasyon uygulayarak, dual X-ışını kaynaklı BT cihazları kullanarak ya da segmental rekonstrüksiyon uygulayabilen geniş dedektörlü cihazlar kullanılarak azaltılabilir. Çok sayıda kardiyak fazın değerlendirilmesiyle gerçek perfüzyon defektini, hareket artefaktından ayırmak mümkündür. Çünkü gerçek perfüzyon defekti değişmeden kalırken, hareket artefaktı yer değiştirir. Işın sertleşme artefaktları hipoperfüzyonu taklit eden düşük atenüasyonlu alanları şeklinde görülür. Bu artefaktlar üçgen şeklinde olup, yüksek atenüasyonlu alan komşuluğunda ortaya çıkıp, herhangi bir vasküler yatağa uymazlar ve yeni nesil BT cihazlarındaki miyokarda spesifik ışın sertleşmesi düzeltme (beam hardening correction) algoritmaları ile azaltılabilir.

## Miyokardiyal Perfüzyon ve Geç Kontrastlanma

Adem Kırış, Serkan Arıbal

1. Aşağıdaki yöntemlerden hangisi koroner arter hastalıklarının değerlendirilmesinde fonksiyonel ve anatomik görüntüleme sağlamaz?
  - a. Koroner BTA
  - b. Stres perfüzyon BT
  - c. SPECT
  - d. Bilgisayarlı tomografi FFR
2. Aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
  - a. Geri dönüşümlülük denildiğinde; büyük oranda geri dönüşümlü, büyük oranda kalıcı, kısmen geri dönüşümlü perfüzyon defekti akla gelmektedir.
  - b. İstirahat görüntülerde normal olarak izlenen alan, stres görüntülerde perfüzyon defekti gösteriyorsa buna büyük oranda geri dönüşümlü iskemi denilir.
  - c. İstirahat görüntülerde izlenen perfüzyon defekti, stres görüntülerde de aynı boyut ve dansitede izleniyor ise buna büyük oranda kalıcı perfüzyon defekti denilir.
  - d. İstirahat görüntülerde izlenen perfüzyon defektinin boyutları stres görüntülerde artıyorsa oluşan perfüzyon defektinin tümüne geri dönüşümlü iskemi alanı denilir.
3. Aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
  - a. Koroner BTA ile beraber yapılan miyokardiyal BTP tekniğinde asıl amaç koroner arter lümenini değerlendirmek olmakla birlikte çekim esnasında perfüzyona ait ek bulgular da elde edilmektedir.
  - b. Koroner BTA ile beraber yapılan miyokardiyal BTP tekniğinde hastaya ilave radyasyon verilmemesi ve BTA yapan tüm cihazlar ile yapılabiliyor olması avantajlarıdır.
  - c. Dual enerji BT ile yapılan miyokardiyal BTP tekniğinde tek bir taramada, yüksek ve düşük enerji spektrumu ile X-ışını oluşturan dual enerji modunda çalışabilme yeteneğine sahip cihazlar kullanılır.
  - d. Dinamik perfüzyon incelemelerin en önemli avantajlarından birisi düşük radyasyon maruziyetidir.
4. Miyokart canlılık görüntülemesi için yapılan geç kontrast BTP teknikleri ile ilgili hangisi yanlıştır?
  - a. Genellikle kontrast madde enjeksiyonun takiben 5-10 dk'lık gecikme çekim için uygun kabul edilmektedir.
  - b. Eğer tek başına geç kontrastlı görüntüler elde edilecekse 50-60 mL kontrast yeterlidir.
  - c. Geç kontrastlı çekimler için kateter anjiyografiden hemen sonra ilave kontrast madde vermeksizin geç kontrastlı BTP görüntüleri alınabilir.
  - d. Kontrast madde bolus şeklinde ya da önce bolus ardından düşük akımlı enjeksiyonla verilebilir.
5. Aşağıdakilerin hangisi yanlıştır?
  - a. Hareket artefaktları, hastalara beta bloker ile premedikasyon uygulayarak, dual X-ışını kaynaklı BT cihazları kullanarak ya da segmental rekonstrüksiyon uygulayabilen geniş dedektörlü cihazlar kullanılarak azaltılabilir.
  - b. Çok sayıda kardiyak fazın değerlendirilmesiyle gerçek perfüzyon defektini hareket artefaktından ayırmak mümkündür.
  - c. Bilgisayarlı tomografi ile koroner opasifikasyon gradyantlerinin ölçümü koroner kan volümü hakkında dolaylı bilgi verebilir.
  - d. Işın sertleşme artefaktları üçgen şeklinde olup yüksek atenüasyonlu alan komşuluğunda ortaya çıkarlar ve herhangi bir vasküler yatağa uymazlar.