



Kardiyak İncelemede İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Elif Gözgeç , Mecit Kantarcı 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- BT ile miyokart perfüzyonunun belirlenmesinin önemi
- Miyokardiyal perfüzyon BT tekniği
- Çift enerji BT tekniği
- BT-FFR tekniği
- Kaynaklar

Gözgeç E, Kantarcı M. Kardiyak İncelemede İleri BT Teknikleri ve Protokolleri. Trd Sem 2020; 8: 54-65.

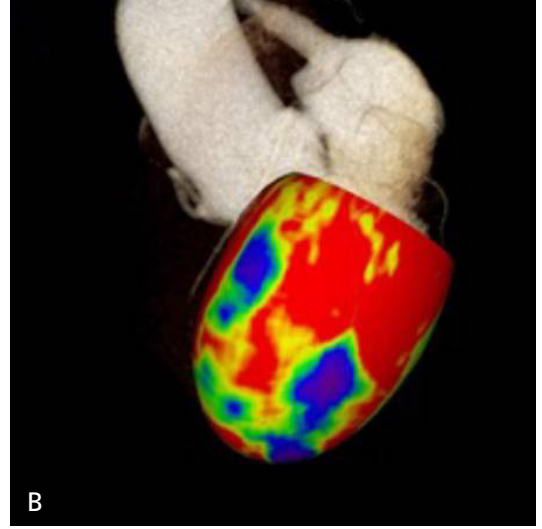
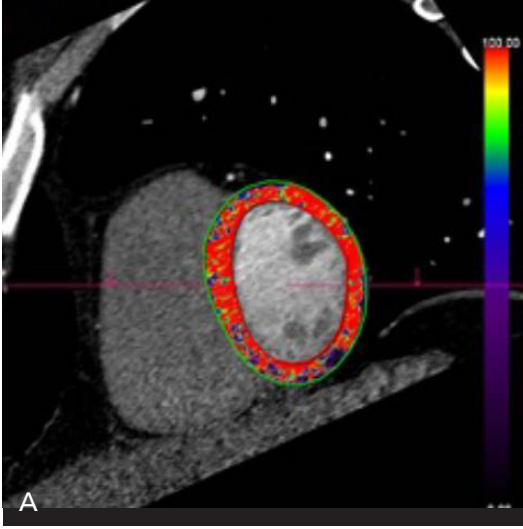
GİRİŞ

Koroner arter hastalığı (KAH) gelişen tedavi yöntemlerine rağmen hala en sık ölüm nedenlerinden biridir [1]. Koroner arter darlığının tespitinde bilgisayarlı tomografi (BT) anjiyografi non invaziv ve negatif prediktif değeri yüksek bir yöntemdir. Klinik pratikte orta-düşük KAH riski olan hastalarda anlamlı koroner arter darlığını dışlamak için kullanılmaktadır [2-4]. **AncaK koroner arter çapındaki %50 ve üzeri darlık olması her zaman miyokard perfüzyonunda azalmaya neden olmaz. Dolayısıyla KAH'ı değerlendirilirken sadece anatomik yapı değil aynı zamanda darlığın hemodinamiyi etkileyip etkilemediğinin değerlendirmesini de yapmak tedavi planlaması için oldukça önemlidir. İskemi varlığında hemodinaminin etkilendiğini gösteren ilk belirtilerden biri streste miyokard perfüzyonunun bozulmasıdır. Daha ileri aşamada ise duvar hareketlerinde bozukluklar ortaya çıkar [5]. Geleneksel yöntemlerden in-**

vaziv koroner anjiyografi ve BT anjiyografi sadece anatomik değerlendirme yapabilirken, SPECT/PET BT ve kardiyak manyetik rezonans (MR) miyokard perfüzyonunu gösteren fonksiyonel değerlendirme yapmaktadır. Koroner arter darlığının tespiti için hem anatomik hem de fonksiyonel değerlendirmeyi tek seferde yapabilen güvenilir ve uygulanabilir bir yöntem ihtiyacı vardır. Son yıllarda BT'deki gelişmelerle miyokard perfüzyon BT (MPBT) veya çift enerji BT (ÇEBT) ile non invaziv bir şekilde tek çekimde hem koroner arterlerdeki darlık tespit edilebilmekte hem de miyokard perfüzyonu kalitatif veya kantitatif olarak gösterilebilmektedir [6, 7].

BT İLE MİYOKARD PERFÜZYONUNUN BELİRLENMESİ

Kardiyak görüntüleme, BT'nin ilk ve en önemli yeri koroner damarların anatomisinin ve varsa darlık derecesinin tespitidir. Kardiyak



Resim 1. A, B. İstirahat miyokardiyal perfüzyon (A) BT axial ve (B) 3D görüntülerinde perfüzyon defektleri mavi renkte görülmektedir.

kan akımının belirlenmesi ise morfolojik görüntüleme kalitesi bozulmadan ek olarak elde edilebilecek veri olarak düşünülmelidir. İstirahat sırasında elde edilecek perfüzyon görüntüleri miyokardiyal infarktta olduğu gibi kalıcı hasarları da göstermektedir.

Farmakolojik stresle elde edilecek görüntülerde ise reversible defektler izlenebilir ve bu bilgiyle invaziv tedavi yöntemleri planlanabilir. Günümüzde miyokard perfüzyonunu belirlemek için temel olarak iki yöntem kullanılmaktadır: miyokardiyal perfüzyon BT ve çift enerji BT. Her iki tetkikte de ilk olarak BT anjiyografi görüntüleri alınmakta olup stres ve istirahatte miyokard kan akımı tespit edilebilmektedir [8-10].

Miyokardiyal Perfüzyon BT Tekniği

Miyokardiyal perfüzyon BT tekniği ilk olarak 19. Yüzyılda Stewart tarafından geliştirilmiştir [11]. **Temel prensibi kontrast madde enjeksiyonu sonrası erken arteriyel fazda ilk geçiş 'first pass' görüntülerinin alınmasıdır. Kontrast madde miyokardiyal mikrosirkülasyondaiken değerlendirme yapılmakta olup aorta ve miyokardiyumdan alınan atenuasyon eğrileriyle miyokardiyal kan akımı ve miyokardiyal kan volümü ile ilgili bilgiler edinilir [12]. İlk geçiş görüntülerinde hipodens görünen alanlar kom-**

şu miyokardiyal alanlarla nicel olarak karşılaştırılır ve hipoperfüze alan olarak değerlendirilir (Resim 1). Kontrast maddenin enjeksiyonundan yaklaşık bir dakika sonra ekstrasellüler alana geçiş olacağından görüntülemenin zamanlaması oldukça önemlidir [12, 13].

Hasta hazırlığı ve çekim protokolü

Herhangi 64 veya daha fazla dedektörlü BT ile uygun EKG senkronizasyonu ve ayarlarla BTA ve istirahat-stres miyokardiyal perfüzyon görüntüleri elde edilebilir. Alınan görüntülerde kalbin segmentlere ayrılmasını ve her bir alanın kontrastlanma yoğunluğunu renklendirerek kodlayıp haritalandırmasını yapan özel yazılım sistemi gereklidir.

Kontrast madde enjeksiyonunun dinamik olabilmesi ve yüksek akışa izin vermesi sebebiyle tercihen iki başlı infüzyon pompası kullanılmaktadır. Farmakolojik stres için kullanılan adenozin/dipiridamol için ayrı bir infüzyon pompası gerekmemektedir ancak çekim kalitesini ve güvenliğini artırmak için mümkünse kullanılmalıdır. Kullanılan adenozin/dipiridamol at-riyoventriküler bloklü hastalarda induksiyona neden olabilir. Çekim sırasında klinikte mevcut olan acil bakım çantası bunu kullanmaya yetkili olan personel yanında hazır bulundurulmalıdır. İnfüzyon yapıldıktan sonra aminofilin enjek-

siyon için hazırlanmalı ve çekim boyunca iyi kalitede EKG izlemi yapılmalıdır [6, 14, 15].

Çekim öncesinde hastalardan en az 4 saatlik açlık istenmektedir. Kafein, adenozinin nonselektif antagonisti olduğundan son 24 saat boyunca hastaların kaçınılması önerilir. Hastalara sağ kolunda kontrast madde enjeksiyonu için, sol kolundan ise farmakolojik stres ajanının ve gerektiğinde antagonist olan aminofilin uygulanması için antekübital venden 18-20 gauge damar yolu açılır. Çekim boyunca hastaların EKG'si, kalp hızı ve kan basıncı takip edilmelidir. Kan basıncı 100 mm/hg üzerinde olan hastalar stres çekim yapılacağı zaman 20 dakika boyunca dilalti nitrat alabilirler (izosorbid dinitrat [5 mg] veya propatilnitrat [10 mg]). Kalp hızı 60 atım/dak'nın üzerinde olan hastalarda hareket artefaktlarını en aza indirmek için beta bloker kullanılabilir. Bu konuda resmi bir klavuz olmamasına rağmen daha önce yapılan çok merkezli çalışmada metoprolol kullanım dozu şu şekildedir; vücut kitle indeksi (VKİ) < 30 kg/m² ise 75 mg, VKİ > 30 kg/m² ise 150 mg oral verilir. Eğer kalp hızı 60'ın üzerinde devam ediyorsa çekim boyunca her 5 dakikada bir 5'er mg, toplamda en çok 20 mg olmak üzere intravenöz takviye yapılabilir [14].

Stres ajanlarının kullanım esasları koroner arterlerde vazodilatasyon yapmasına dayanır. Plak ve stenoz bulunduran damarlarda yeterince genişleme olamayacağı için beslediği kardiyak alanda perfüzyon defekti oluşur. En çok bilinen ve kullanılan stres ajanları adenozin ve dipiridamol'dür. Kullanım protokolleri; dipiridamol için 0,56-0,84 mg/kg 4 dakika içinde uygulanır ve 6. dakikadan itibaren görüntü alınır, adenozin ise 140 µg/kg/dak olacak şekilde 4 dakikada verilir ve son dakikasında görüntü elde edilir. Son yıllarda ortaya çıkan ve bolus olarak uygulanan bir diğer stresör ise regadenozondur. Tek doz 0,4 mg intravenöz olarak verildikten sonra 1-2 dakika içinde görüntü alınabilir.

İstirahat ve stres çekimlerinin hangisinin daha önce çekilmesi gerektiğine dair belli bir protokol yoktur. Çekimde kullanılacak protokol hastaya, merkeze ve kullanılacak BT cihazının özelliklerine göre değişkenlik gösterebilir. Perfüzyon görüntüleme asıl amaç iskemik

alanın gösterilmesi olduğu için stres-istirahat çekimi optimaldir. Çünkü sonradan çekilen faz, kontrast madde kontaminasyonu nedeniyle maskelenebilir. Ancak günümüzde istirahat çekiminde darlık tespit edilmeyen ve yeterince değerlendirilebilen hastalarda gereksiz stres çekimi yapılmaması amacıyla istirahat-stres çekimi daha çok kabul görmektedir.

64 kesitli BT için örnek protokol aşağıdaki gibidir:

Başlangıçta öncelikle çekim alanını belirlemek için klavuz görüntüler elde edilir. İstirahat faz görüntüler için maximum 20 mg metoprolol infüze edildikten sonra 70-90 mL kontrast madde 5mL/sn hızla verilir. Retrospektif EKG tetiklemeli olarak çekim parametreleri hasta vücut kitle indeksine (VKİ) göre değişkenlik gösterebilir. Önerilen parametreler; 64x0,5 mm veya 32x0,6 mm kolimasyon, cinsiyete ve ağırlığa bağlı olarak 850 mA'e kadar tüp akımı ve 100 kV tüp voltajıdır. Klavuz görüntülerin alınması ve istirahat fazı yaklaşık 11-12 dakikada tamamlanır. Stres çekimi yapılacaksa; istirahat çekimi tamamlandıktan sonra stres faktörü uygulanır. Stres ajan seçimine göre uygun stresörün pik dakikasında 60 mL kontrast madde 3 mL/sn hızla enjekte edilir. Yine hastaya göre değişkenlik gösterebilmekle birlikte önerilen çekim parametreleri retrospektif EKG tetiklemeli olarak; 32x1,0 mm kolimasyon, 100 mA tüp akımı ve 100 kV tüp voltajıdır. Kontrast madde enjeksiyonları sonrası çekimler sol atriumda kontrast maddenin görülmesiyle manuel olarak da yapılabilir.

240-320 ve high pitch volümetrik çekimler için:

Klavuz görüntüler ve kalsiyum skorlama görüntüleri alındıktan sonra istirahat çekimleri bunlara dayandırılıp mümkün olduğunca düşük dozda çekilir. İstirahat görüntüleri ile anatomik yapı (BT anjiyografi ve miyokardiyal perfüzyon) görüntüleri elde edilmiş olur (Resim 2). Çekim prospektif EKG tetiklemeli olarak 0,280-0,375 gantri rotasyonu, 100-120 kV voltajda gerçekleştirilir. Kontrast madde enjeksiyonu bifazik ya da trifazik protokolle infüzyon pompasıyla verilebilir. İlk faz %100 kontrast madde, ikinci faz %30 ekstra kontrast madde ve %70 salin



Resim 2. Normal sol ventrikülün istirahat miyokardiyal perfüzyon görüntüsü izlenmektedir.

solüsyon, üçüncü faz ise %100 salin solüsyon verilmesi şeklindedir. Kontrast madde inen aortada pik değerine ulaştığında (300 HU) istirahat perfüzyon ve BT anjiyo görüntüleri alınır. Stres faz çekiminde ise stresör madde uygulandıktan sonra kontrast madde dozu ve çekim parametreleri aynı şekilde kullanılır. Stresör ajan kullanımından sonra hasta EKG, kalp hızı ve kan basıncı sıkı takip altında olmalıdır. Stres faz görüntüleri başlangıçtan ortalama 20 dakika sonra elde edilmiş olur. Bu aşamadan sonra gerekliyse stres fazından 10-15 dakika sonra geç faz BT görüntüleri alınarak miyokard canlılık değerlendirilmesi yapılabilir [6, 14].

Miyokardiyal BT perfüzyon ve BT anjiyografi görüntülerinin değerlendirilmesi

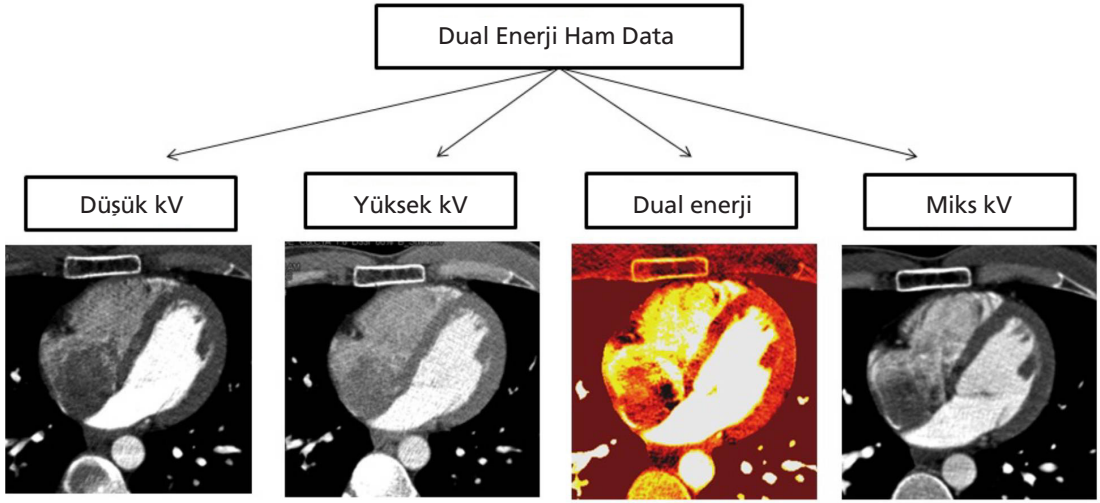
Miyokardiyal perfüzyon görüntülerinin değerlendirilmesi fizyopatolojik darlığın varlığı veya normallığı belirlemek için belli bir sistem içerisinde yapılmalıdır. Bu sistemde ilk olarak BT anjiyografi görüntüleri değerlendirilir. Anatomik değerlendirmede aterosklerotik plak olmaması durumunda ilave bir perfüzyon çekim önerilmemektedir. Koroner arterlerde darlık saptandığında veya kalsifikasyon, stent ya da artefakt nedeniyle yeterli değerlendirme yapılamadığında istirahat-stres perfüzyon değer-

lendirmesine geçilir. Perfüzyon görüntülerinde nicel ve nitel olarak miyokard kanlanmasındaki azalmanın derecesi ve geri dönüşümlü olup olmadığına bakılır. Üçüncü aşamada ise BT anjiyografi görüntüleri tespit edilen perfüzyon defektlerine göre tekrar değerlendirilir. Sonuçta BT anjiyografi değerlendirilmesinde şüpheli olan darlıklarda perfüzyon defektlerinin beraber gösterilmesi hemodinamiyi değiştiren darlığın varlığını destekler [16].

Miyokard perfüzyonunun nicel olarak değerlendirmek için kullanılan yöntemler arasında, statik kazanım yoluyla elde edilen transmural perfüzyon oranı (TPO) ve toplam stres skorundan (TSS) bahsedebiliriz. Transmural perfüzyon oranı; ortalama subendokardiyal yoğunluğun (Hounsfield Ünitelerinde), her miyokard segmentinin subepikardiyal yoğunluğunun ortalamasına bölünmesiyle bulunur. TPO'nun 0,85 ve altında bulunması miyokardiyal segmentin iskemik olduğunu gösterir. Bu oran MP-BT'nin SPECT'le ve invaziv anjiyografi ile karşılaştırıldığında perfüzyon defektlerini çok iyi bir şekilde belirlediğini göstermiştir [17, 18]. Toplam stres skoru değerlendirmesinde kalbin 17 segmentin herbirine 0-4 arasında puanlama yapılır (0-normal; 1-diskret; 2-orta; 3-önemli ve 4-transmural perfüzyon defekti). Toplam puan <4 ise normal, 4-8 arasındaysa diskret, 9-13 arasındaysa orta, ve 13'ten fazlaysa önemli olarak değerlendirilir [14].

Çift Enerji BT Tekniği

Tek enerjili BT tekniğinde 100-140 kV enerji seviyesindeki polikromatik fotonlar kullanılırken, çift enerji BT tekniğinde tek seferde 80 ve 140 kV olmak üzere yüksek ve düşük voltajda iki ayrı görüntü elde edilir. **ÇEBT'nin prensibi temel olarak fotoelektrik etkiye dayanır. Bilindiği gibi fotoelektrik etki bir atomun en içteki enerji seviyesindeki (K halkası) elektronun gönderilen ışın ile koparılmasıdır. Farklı iki enerji seviyesindeki ışını materyaller K enerji seviyelerine bağlı olarak sömürürler. Böylece in-vivo şartlarda K enerji seviyesi farklı herhangi iki doku atenuasyon farklılıklarına göre ayırt edilebilir ki iyot ve su bunun için**



Resim 3. Çift enerji ham verilerden elde edilen görüntüler şematik olarak gösterilmiştir.

en iyi örnektir. İyot farklı kV seviyelerindeki ışını kendine has karakterde absorbe edebildiğinden, kalpteki dağılımının gösteren haritalar çıkarılabilir. Bu iki ayrı enerji seviyesindeki görüntü 3 farklı şekilde elde edilebilir:

- 1) Çift dedektör ve farklı tüp akımında çalışan çift x-ray kaynağıyla
- 2) yüksek ve düşük tüp potansiyeline hızlıca geçebilen x-ray tüpü ya da hızlı değişen gantri pozisyonlarıyla tüp potansiyelinin değişiminin sağlanmasıyla tek kaynak ve tek dedektör çifti ile
- 3) Çift dedektör sistemiyle iki farklı seviyede foton gönderebilen tek x-ray kaynağı ile [19-21]

ÇEBT ÇEKİM PROTOKOLÜ

Çift enerji çekim protokolü genelde istirahat fazı, stres fazı ve geç kontrast fazı olmak üzere üç aşamada gerçekleştirilir. Çekim retrospektif yada prospektif EKG ile yapılabilir. Prospektif EKG indüklemeli çekim radyasyon dozunu sınırlar [22]. Standart olarak protokol; prospektif EKG ile kontrastsız kalsiyum skorlama çekimi ile başlar. Bunu MPBT çekimine benzer şekilde kontrast madde enjeksiyonu ile istirahat çekimi yapılması izler (70 mL, 5 mL/sn). Standart bir ÇEBT çekiminde parametreler; 280-ms (ikinci jenerasyon ÇEBT) yada 330ms (ilk jenerasyon ÇEBT) gantri rotasyonu, kalp hızını

bağlı olarak 0,2-0,43 pitch ve 1 mm örtüşme ile 1,5 mm rekonstrüksiyon kalınlığıdır. Çift kaynaklı sistemde bir tüp seçici foton kalkanı ile 150 mA'da her bir dönüş başına 140 kV ile, diğer tüp ise 165 mA'da her bir dönüş başına 100 kV'de çalıştırılır. Elde edilen istirahat fazı görüntüleri optimal temporal rezolüsyonda ince rekonstrükte edilerek BT anjiyografi görüntüleri kazanılır. Stres fazı çekimi için uygulanan farmakolojik stresin pik zamanında ikinci bolus kontrast madde enjeksiyonu yapılır ve stres perfüzyon görüntüleri alınır. Bunu takiben yaklaşık 6 dakika sonra geç kontrast faz çekimi yapılır.

Alınan ÇEBT görüntüleri özel çekirdek sistemiyle (D30f) rekonstrükte edilir. Böylece ham ÇEBT verilerinden dört farklı görüntü ortaya çıkar (Resim 3). İlk iki görüntü yüksek yada düşük voltajlı çekimin tek rekonstrüksiyon görüntüleridir. Üçüncü imaj yüksek voltajlı çekimin (genellikle (%50-70) ve düşük voltajlı çekimin (%50-30) bir kısmının alınmasıyla elde edilir. Dördüncü rekonstrüksiyon görüntüsü ise renkli iyot haritasıdır. ÇEBT görüntü işleme yazılımı ile epikardiyal yağ yastığının yüksek ve düşük voltajdaki atenuasyonları ölçülerek perfüzyon kan yoğunluk ölçümleri yapılır. İyot haritalarında iyot konsantrasyonları farklı olabileceğinden normal miyokard perfüzyon alanına göre normalize edildikten sonra kanlanma defektlerinin daha iyi fark edilebilmesi için

renk kodlaması yapılır. Sıklıkla elde edilen iyot haritaları gri skala görüntüleri ile süperempoze edilir.

ÇEBT ile elde edilen görüntüler BT anjiyografi görüntülerinin optimal temporal rezolusyonunda rekonstrükte edilmesini sağlayabilir. Ayrıca alınan kontrastlı görüntülerden kontrastsız imajlar oluşturularak radyasyon dozu azaltılabilir [7, 22].

ÇEBT GÖRÜNTÜLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

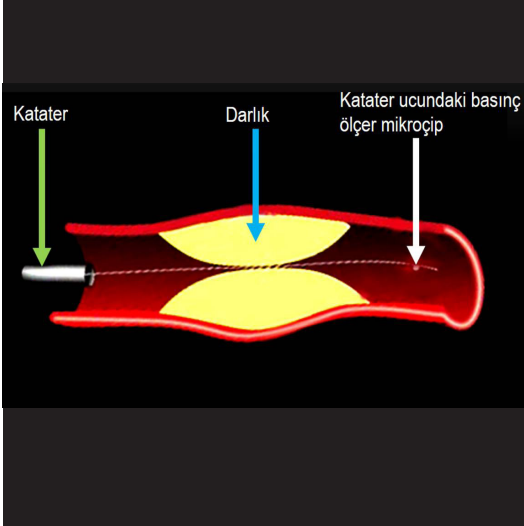
ÇEBT görüntülerinin değerlendirilmesi için özel bir yazılım sistemine gerek vardır. Normal BT anjiyografi görüntülerinin değerlendirilmesinin yanında yaklaşık 5-10 dakika ek süre ile ÇEBT görüntüleri ile miyokard perfüzyonu görsel olarak analiz edilir. İyot haritaları üzerinden, iyot up-take'inin mg/ml cinsinden belirlenmesiyle miyokardiyal kan akımı kantitatif olarak belirlenebilmektedir.

ÇEBT, tek enerjili BT ile karşılaştırıldığında daha iyi doku karakterizasyonu yapar. Elde edilen iyot haritalarıyla perfüzyon ve kan akımı kantitatif olarak değerlendirilebilir. Her ne kadar son yıllarda kullanımı artsa da klinik kullanımının yaygınlaştırılması ve optimal protokol belirlenmesi için daha çok çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır [23-25]. Mevcut çalışmalarda ÇEBT ile BT anjiyografinin beraber değerlendirilmesinin, BT anjiyografinin yanlış pozitiflik değerinde azalmayı sağladığı gösterilmiştir. SPECT ile KAH'ı belirlenen 34 hastada yapılan bir çalışmada, ÇEBT'nin miyokardiyal perfüzyon defektini saptamada tanı doğruluğu oldukça yüksekti. SPECT ile karşılaştırıldığında, ÇEBT %68 sensitivite ve %93 spesifite değerlerine sahipti [26]. Başka bir çalışmada ilk jenerasyon ÇEBT ile yapılan istirahat-stres ÇEBT görüntülemesinde sonuçlar adenozin stres MR ve invaziv katater anjiyografi ile karşılaştırıldı. MR'de saptanan reversibl perfüzyon defektlerinin %89'u ÇEBT ile belirlenebildi ve %82 spesifiteye sahipti. Ayrıca koroner anjiyografide ciddi darlık görülen bölgelerin belirlenmesinde %89 sensitivite ve %76 spesifiteye sahipti [10, 24]. Hem istirahat hem de dinlenme SPECT

görüntülerde tespit edilen perfüzyon defektleri sadece dinlenme ÇEBT görüntülerinde tespit edilebilmiştir. Bunun da ÇEBT'nin SPECT'e göre yüksek uzaysal çözünürlüğünün olmasına ve kullanılan kontrast maddenin vazodilatör etkisine bağlı olduğunu düşünülmüştür [27].

Kronik miyokardiyal infarktta etkilenen bölge kontrastlı BT görüntülerinde hipodens görülmektedir (Çevre sağlam dokuya göre >50 Hounsfield unit azalma). Gec faz kontrastlı görüntülerde ise hiperdens izlenir. Tek enerjili BT görüntülerde infarktüs halanı henüz tam netleşmemişken, ÇEBT bu alanı çok daha iyi tespit edebilmektedir [28]. Bir çalışmada SPECT ile infarkt tespit edilen 29 hastada, istirahat faz ÇEBT %90 doğrulukla 26 hastada tüm fiks infarkt alanlarını göstermiştir [29]. Koroner arter bypasslı 36 hastada MR ile yapılan başka bir çalışmada ÇEBT sensitivitesi %77, spesifitesi %97 ve tanı doğruluğu %94 bulunmuştur. Dolayısıyla ÇEBT miyokardiyal infarkt alanlarının saptanmasında oldukça kullanışlı bir yöntemdir.

Koroner arter hastalığının patogenezinde plak özellikleri önemli bir rol oynamaktadır. Miyokardiyal infarktüslerin lipidden zengin ince fibröz kapaklı plaklardan kaynaklandığı bilinmektedir. Dolayısıyla vasküler plakların içeriklerinin belirlenmesi hastalık riskini belirlemek açısından önemli bir yol gösterici olabilir [30]. Konvansiyonel BT görüntüleri kalsifiye-nonkalsifiye plak ayrımını kolayca yapabilmektedir. Ancak nonkalsifiye plağın fibröz ya da lipid içerikli ayrımının yapılması konusunda yetersiz kalmaktadır [31]. Potansiyel olarak ÇEBT materyal karakterizasyonunu yapabildiğinden nonkalsifiye plak içeriğini saptayabilmede kullanılabilir. Bu konuda yapılan bir ex-vivo çalışmada 7 arterde tespit edilen 40 plak histopatolojik olarak değerlendirilmiş aynı zamanda ÇEBT görüntüleri alınmıştır. ÇEBT söz konusu plaklarda kalsifiye-nonkalsifiye ayrımını yapabilmiş ancak nonkalsifiye plak tipleri belirlemede yetersiz kalmıştır [32]. Postmortem 15 kalp üzerinde yapılan başka bir çalışmada fibrotik ve lipid içerikli plaklarda atenuasyon farklılıklarının üst üste bindiği ancak ÇEBT ile bir gelişme olduğu gösterilmiştir [33]. Bu ko-



Resim 4. İnvaziv anjiyografi ile kesirli akış rezervi (FFR) ölçümü resmedilmiştir.

nuda yapılan çalışmalar oldukça az olup çelişkili sonuçlar mevcuttur.

MİYOKARDİYAL PERFÜZYON VE ÇİFT ENERJİ BT'NİN LİMİTASYONLARI

MPBT'nin bilinen en önemli limitasyonu iyonizan radyasyon ve kontrast madde kullanımınıdır. Ancak kardiyak görüntülemeye koroner anatomi ile birlikte perfüzyon defektlerinin doğru bir şekilde tek tetkikte elde edilebilir olması diğer tetkiklerle karşılaştırıldığında (SPECT, invaziv koroner anjiyografi) hastaların aynı ya da daha az radyasyona maruziyetine neden olmaktadır. Sadece BT anjiyografi yapılan hastalarla karşılaştırıldığında ek radyasyon ve kontrast madde kullanıldığından böbrek yetmezliği olan ve kısa süre içinde iyonize radyasyon muayenesinden geçen hastalarda dikkat edilmelidir.

Bazı yeni araçlar MPBT'nin önemli dezavantajlarından olan ışın sertleşmesi artefaktının azaltılmasında önemli rol oynamaktadır. Kalbin inferior/inferolateral duvarında aortadan kaynaklanan, septumunda sağ ventrikülden kaynaklanan ve anterior duvarında kostalardan kaynaklanan artefaktların giderilmesi görüntünün daha doğru bir şekilde değerlendirilebilmesini sağlamaktadır.

Vazodilatör stres ajanı kullanımı atrioventriküler bloklü, astımlı ve kronik obstruktif ak-

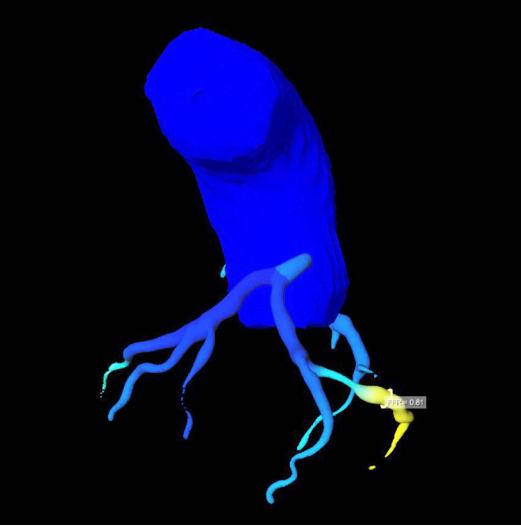
ciğer hastalığı olan hastalarda dikkatli değerlendirilmeli ve kullanılmalıdır.

Koroner BTA negatif prediktif değeri yüksek bir tetkik olsa da pozitif prediktif değerinin nispeten düşüklüğü bazı hastalarda gereksiz invaziv girişim yapılmasına neden olabilmektedir. MPBT ve çift enerji BT kullanımı bu durumu azaltsa da yine de maliyet artışı yaşanabilmektedir [7, 14].

HEMODİNAMİ İÇİN YENİ YÖNTEM: BT-FFR

Kesirli akış rezervi (FFR), koroner arter darlıklarının hemodinamik önemini değerlendiren bir tekniktir. İnvaziv anjiyografide, aynı katater ile aort ve koroner arter darlığın distalinden alınan değerlerin oranıyla elde edilir ve hemodinamiyi değerlendirmek için altın standart kabul edilir (Resim 4). Her ne kadar acil terapötik müdahaleye olanak tanısa da invaziv olması ve radyasyon dozu önemli dezavantajlarındandır. Son yıllarda teknolojik gelişmeler sayesinde, stenozun fonksiyonel değerlendirmesi tek bir prosedürden alınan görüntüler kullanılarak yapılabilir. Kesirli akış rezervi (FFR) 3D bilgisayar modelleri ve BTA verilerinden hastaya özgü koroner anatomi entegrasyonu ile elde edilebilir. KAH tanısında noninvaziv test olarak karşımıza çıkan BT-FFR lezyona spesifik, fonksiyonel bilgi ile koroner BTA tarafından sağlanan anatomik verileri birleştirir.

Bilgisayarlı tomografi FFR görüntüsü elde etmek için normal kardiyak BT çekimi yapılır ve BT-FFR yazılımı kullanılır. Yazılım, koroner damarlar yoluyla kan akışını ve kalsifikasyonun etkisini değerlendirmek için karmaşık algoritmalar kullanır ve koroner ağaçta FFR değerlerinin 3B haritasını oluşturur (Resim 5). BT-FFR değerleri koroner ağaç boyunca gerçek zamanlı olarak sürekli olarak elde edilebilir. Edinilen oranlarda değerlendirme şu şekilde yapılır: $FFR=1$ normal koroner arter, $FFR>0,8$ darlık fonksiyonel olarak anlamlı değil ve $FFR<0,75$ fonksiyonel olarak darlık anlamlı ve iskemiye yol açabilir. Dolayısıyla 0,8'in üzerindeki değerlerde medikal tedavi uygulanırken, altındaki değerlerde invaziv girişime geçilebilir [34-36].



Resim 5. BT-FFR görüntü koroner ağaç 3B haritasında, koroner arterdeki darlık 0,81 ile normal olarak ölçülmüştür.

BT-FFR tahminleri multipl klinik çalışmalarda invaziv FFR ile karşılaştırıldığında eşdeğer bulunmuştur. Norgaard ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, BT-FFR değerlerinin; %86 özgüllük, %84 duyarlılık ve %86 doğrulukta olduğunu göstermiştir [36]. Başka bir çalışmada ise normal BT-FFR değerlerinin gereksiz invaziv prosedürünü büyük oranda önlediği gösterilmiştir [37].

SONUÇ

Koroner arterlerin değerlendirilmesinde BT anjiyografi önemli bilgiler vermekte olup invaziv koroner anjiyografiye alternatif bir yöntem olarak karşımıza çıkmıştır. Tespit edilen darlığın hemodinamiyi etkileyip etkilemediğini belirlemek için kullanılan miyokardiyal perfüzyon teknikleri ve BT-FFR tek bir çekimde hastayı değerlendirmeye olanak sağlamaktadır. Aynı zamanda bu teknikler BT anjiyografinin tek başına elde ettiği pozitif doğruluk derecesinde de artış sağlamışlardır. ÇEBT'nin ve BT-FFR'nin rutin klinik uygulamalar içerisinde girebilmesi için kapsamlı araştırmalara ihtiyaç vardır.

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 a report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. *Circulation* 2009; 119: 480-6. [\[Crossref\]](#)
- [2]. Budoff MJ, Dowe D, Jollis JG, Gitter M, Sutherland J, Halamert E, et al. Diagnostic performance of 64-multidetector row coronary computed tomographic angiography for evaluation of coronary artery stenosis in individuals without known coronary artery disease: Results from the prospective multicenter ACCURACY (Assessment by Coronary Computed Tomographic Angiography of Individuals Undergoing Invasive Coronary Angiography) trial. *J Am Coll Cardiol* 2008; 52: 1724-32. [\[Crossref\]](#)
- [3]. Vanhoenacker PK, Heijenbroek-Kal MH, Van Heste R, Decramer I, Van Hoe LR, Wijns W, et al. Diagnostic performance of multidetector CT angiography for assessment of coronary artery disease: Meta-analysis. *Radiology* 2007; 244: 419-28. [\[Crossref\]](#)
- [4]. Mowatt G, Cummins E, Waugh N, Walker S, Cook J, Jia X, et al. Systematic review of the clinical effectiveness and cost-effectiveness of 64-slice or higher computed tomography angiography as an alternative to invasive coronary angiography in the investigation of coronary artery disease. *Health Technol Assess* 2008; 12: iii-iv, ix-143. [\[Crossref\]](#)
- [5]. Nesto RW, Kowalchuk GJ. The ischemic cascade: Temporal sequence of hemodynamic, electrocardiographic and symptomatic expressions of ischemia. *Am J Cardiol* 1987; 59: 23C-30C. [\[Crossref\]](#)
- [6]. Rochitte CE, George RT, Chen MY, Arbab-Zadeh A, Dewey M, Miller JM, et al. Computed tomography angiography and perfusion to assess coronary artery stenosis causing perfusion defects by single photon emission computed tomography: The CORE320 study. *Eur Heart J* 2014; 35: 1120-30. [\[Crossref\]](#)
- [7]. Vliegenthart R, Pelgrim GJ, Ebersberger U, Rowe GW, Oudkerk M, Schoepf UJ. Dual-energy CT of the heart. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199: 54-63. [\[Crossref\]](#)
- [8]. Bastarrica G, Lee YS, Huda W, Ruzsics B, Costello P, Schoepf UJ. CT of coronary artery disease. *Radiology* 2009; 253: 317-38. [\[Crossref\]](#)
- [9]. 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. [\[Crossref\]](#)
- [10]. 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. [\[Crossref\]](#)
- [11]. Stewart GN. Researches on the circulation time and on the influences which affect it. *J Physiol* 1897; 22: 159-83. [\[Crossref\]](#)

- [12]. George RT, Jerosch-Herold M, Silva C, Kitagawa K, Bluemke DA, Lima JA, et al. Quantification of myocardial perfusion using dynamic 64-detector computed tomography. *Invest Radiol* 2007; 42: 815-22. [\[Crossref\]](#)
- [13]. Newhouse JH, Murphy Jr RX. Tissue distribution of soluble contrast: Effect of dose variation and changes with time. *AJR Am J Roentegenology* 1981; 136: 463-7. [\[Crossref\]](#)
- [14]. Magalhães TA, Cury RC, Cerci RJ, Parga Filho JR, Gottlieb I, Nacif MS, et al. Evaluation of myocardial perfusion by computed tomography - principles, technical background and recommendations. *Arq Bras Cardiol* 2019; 113: 758-67. [\[Crossref\]](#)
- [15]. Cury RC, Kitt TM, Feaheny K, Blankstein R, Ghoshhajra BB, Budoff MJ, et al. A randomized, multicenter, multivendor study of myocardial perfusion imaging with regadenoson CT perfusion vs single photon emission CT. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2015; 9: 103-12.e1-2. [\[Crossref\]](#)
- [16]. Magalhães TA, Kishi S, George RT, Arbab-Zadeh A, Vavere AL, Cox C, et al. Combined coronary angiography and myocardial perfusion by computed tomography in the identification of flow-limiting stenosis - The CORE320 study: An integrated analysis of CT coronary angiography and myocardial perfusion. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2015; 9: 438-45. [\[Crossref\]](#)
- [17]. Pelberg R, Budoff M, Goraya T, Keevil J, Lesser J, Litwin S, et al. Training, competency, and certification in cardiac CT: A summary statement from the Society of Cardiovascular Computed Tomography. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2011; 5: 279-85. [\[Crossref\]](#)
- [18]. Cury RC, Magalhaes 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. [\[Crossref\]](#)
- [19]. So A, Hsieh J, Narayanan S, Thibault JB, Imai Y, Dutta S, et al. Dual-energy CT and its potential use for quantitative myocardial CT perfusion. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2012; 6: 308-17. [\[Crossref\]](#)
- [20]. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973; 46: 1016-22. [\[Crossref\]](#)
- [21]. Danad I, Fayad ZA, Willemink MJ, Min JK. New applications of cardiac computed tomography: Dual-energy, spectral, and molecular CT imaging. *JACC Cardiovasc Imaging* 2015; 8: 710-23. [\[Crossref\]](#)
- [22]. Chang H-J, George RT, Schuleri KH, Evers K, Kitagawa K, Lima JAC, et al. Prospective electrocardiogram-gated delayed enhancement multidetector computed tomography accurately quantifies infarct size and reduces radiation exposure. *JACC Cardiovasc Imaging* 2009; 2: 412-20. [\[Crossref\]](#)
- [23]. Gerber BL, Belge B, Legros GJ, Lim P, Poncelet A, Pasquet A, et al. Characterization of acute and chronic myocardial infarcts by multidetector computed tomography: Comparison with contrast-enhanced magnetic resonance. *Circulation* 2006; 113: 823-33. [\[Crossref\]](#)
- [24]. Ko SM, Choi JW, Hwang HK, Song MG, Shin JK, Chee HK. Diagnostic performance of combined noninvasive anatomic and functional assessment with dual-source CT and adenosine-induced stress dual-energy CT for detection of significant coronary stenosis. *AJR* 2012; 198: 512-20. [\[Crossref\]](#)
- [25]. Nance JW Jr, Bastarrika G, Kang DK, Ruzsics B, Vogt S, Schmidt B, et al. Hightemporal resolution dual-energy computed tomography of the heart using a novel hybrid image reconstruction algorithm: Initial experience. *J Comput Assist Tomogr* 2011; 35: 119-25. [\[Crossref\]](#)
- [26]. Wang R, Yu W, Wang Y, He Y, Yang L, Bi T, et al. Incremental value of dual-energy CT to coronary CT angiography for the detection of significant coronary stenosis: Comparison with quantitative coronary angiography and single photon emission computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2011; 27: 647-56. [\[Crossref\]](#)
- [27]. Baile EM, Pare PD, D'Yachkova Y, Carere RG. Effect of contrast media on coronary vascular resistance: Contrast-induced coronary vasodilation. *Chest* 1999; 116: 1039-45. [\[Crossref\]](#)
- [28]. Nikolaou K, Knez A, Sagmeister S, Boekstegers P, Steinbeck G, Reiser MF, et al. Assessment of myocardial infarctions using multidetector-row computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2004; 28: 286-92. [\[Crossref\]](#)
- [29]. Ruzsics B, Schwarz F, Schoepf UJ, Lee YS, Bastarrika 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. [\[Crossref\]](#)
- [30]. Kolodgie FD, Virmani R, Burke AP, Farb A, Weber DK, Kutys R, et al. Pathologic assessment of the vulnerable human coronary plaque. *Heart* 2004; 90: 1385-91. [\[Crossref\]](#)
- [31]. Achenbach S, Moselewski F, Ropers D, Ferencik M, Hoffmann U, MacNeill B, et al. Detection of calcified and noncalcified coronary atherosclerotic plaque by contrast-enhanced, submillimeter multidetector spiral computed tomography: A segment-based comparison with intravascular ultrasound. *Circulation* 2004; 109: 14-7. [\[Crossref\]](#)
- [32]. Barreto M, Schoenhagen P, Nair A, Amatangelo S, Milite M, Obuchowski NA, et al. Potential of dual-energy computed tomography to characterize atherosclerotic plaque: Ex vivo assessment of human coronary arteries in comparison to histology. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2008; 2: 234-42. [\[Crossref\]](#)
- [33]. Tanami Y, Ikeda E, Jinzaki M, Satoh K, Nishiwaki Y, Yamada M, et al. Computed tomographic attenu-

- ation value of coronary atherosclerotic plaques with different tube voltage: An ex vivo study. *J Comput Assist Tomogr* 2010; 34: 58-63. [\[Crossref\]](#)
- [34]. Kohli A. CT FFR A paradigm shift in evaluation of coronary artery disease. *Indian J Radiol Imaging* 2019; 29: 233-5. [\[Crossref\]](#)
- [35]. Koo BK, Erglis A, Doh JH, Daniels DV, Jegere S, Kim HS, et al. Diagnosis of ischemia-causing coronary stenoses by noninvasive fractional flow reserve computed from coronary computed tomographic angiograms. Results from the prospective multicenter discover-flow (diagnosis of ischemia-causing stenoses obtained via noninvasive fractional flow reserve) study. *J Am Coll Cardiol* 2011; 58: 1989-97. [\[Crossref\]](#)
- [36]. Nørgaard BL, Leipsic J, Gaur S, Seneviratne S, Ko BS, Ito H, et al. Diagnostic performance of noninvasive fractional flow reserve derived from coronary computed tomography angiography in suspected coronary artery disease: The NXT trial (analysis of coronary blood flow using CT Angiography: Next steps). *J Am Coll Cardiol* 2014; 63: 1145-55. [\[Crossref\]](#)
- [37]. Douglas PS, De Bruyne B, Pontone G, Patel MR, Nørgaard BL, Byrne RA, et al. 1-year outcomes of FFRCT-guided care in patients with suspected coronary disease: The PLATFORM Study. *J Am Coll Cardiol* 2016; 68: 435-45. [\[Crossref\]](#)

Kardiyak İncelemede İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Elif Gözgeç, Mecit Kantarcı

Sayfa 54

Koroner arter çapındaki %50 ve üzeri darlık olması her zaman miyokard perfüzyonunda azalmaya neden olmaz. Dolayısıyla KAH'ı değerlendirilirken sadece anatomik yapı değil aynı zamanda darlığın hemodinamiyi etkileyip etkilemediğinin değerlendirmesini de yapmak tedavi planlaması için oldukça önemlidir. İskemi varlığında hemodinaminin etkilendiğini gösteren ilk belirtilerden biri stresde miyokard perfüzyonunun bozulmasıdır. Daha ileri aşamada ise duvar hareketlerinde bozukluklar ortaya çıkar.

Sayfa 55

Temel prensibi kontrast madde enjeksiyonu sonrası erken arteryel fazda ilk geçiş 'first pass' görüntülerinin alınmasıdır. Kontrast madde miyokardiyal mikrosirkülasyondayken değerlendirme yapılmakta olup aorta ve miyokardiyumdan alınan atenuasyon eğrileriyle miyokardiyal kan akımı ve miyokardiyal kan volümü ile ilgili bilgiler edinilir. İlk geçiş görüntülerinde hipodens görünen alanlar komşu miyokardiyal alanlarla nicel olarak karşılaştırılır ve hipoperfüze alan olarak değerlendirilir.

Sayfa 57

ÇEBT'nin prensibi temel olarak fotoelektrik etkiye dayanır. Bilindiği gibi fotoelektrik etki bir atomun en içteki enerji seviyesindeki (K halkası) elektronun gönderilen ışın ile koparılmasıdır. Farklı iki enerji seviyesindeki ışın materyaller K enerji seviyelerine bağlı olarak sömürürler. Böylece in-vivo şartlarda K enerji seviyesi farklı herhangi iki doku atenuasyon farklılıklarına göre ayırt edilebilir ki iyot ve su bunun için en iyi örnektir. İyot farklı kV seviyelerindeki ışını kendine has karakterde absorbe edebildiğinden, kalpteki dağılımının gösteren haritalar çıkarılabilir.

Sayfa 59

Kronik miyokardiyal infarktta etkilenen bölge kontrastlı BT görüntülerinde hipodens görülmektedir (Çevre sağlam dokuya göre >50 Hounsfield unit azalma). Gec faz kontrastlı görüntülerde ise hiperdens izlenir. Tek enerjili BT görüntülerde infarktüs halanı henüz tam netleşmemişken, ÇEBT bu alanı çok daha iyi tespit edebilmektedir.

Sayfa 60

Kesirli akış rezervi (FFR), koroner arter darlıklarının hemodinamik önemini değerlendiren bir tekniktir. İnvaziv anjiyografide, aynı katater ile aort ve koroner arter darlığın distalinden alınan değerlerin oranıyla elde edilir ve hemodinamiyi değerlendirmek için altın standart kabul edilir.

Kardiyak İncelemede İleri BT Teknikleri ve Protokolleri

Elif Gözgeç, Mecit Kantarcı

1. Aşağıdakilerden hangisi kardiyak BT anjiyografi için doğru değildir?
 - a. Koroner arter darlığının tespitinde yaygın kullanılan non-invaziv yöntemdir.
 - b. Negatif prediktif değeri yüksektir.
 - c. Orta- düşük KAH riski olan hastaları dışlamak için kullanılır.
 - d. Anatomik ve fonksiyonel değerlendirmeye olanak sağlar.
2. Miyokardiyal perfüzyon BT çekimi için aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Retrospektif EKG kullanımını radyasyon dozunu azaltır.
 - b. Stres-istirahat faz çekim sıralaması kliniğe ve hastaya göre değişkenlik gösterir.
 - c. Kullanılan stres ajanları atriyoventriküler bloklü hastalarda induksiyona neden olabilir.
 - d. Stres ajanları kardiyak vasküler yapılarda vazodilatasyona neden olur.
3. Miyokardiyal perfüzyon BT görüntülerinin değerlendirilmesinde hangisi yanlıştır?
 - a. İlk olarak BT anjiyografi görüntüleri değerlendirilir, plak tespit edilemezse işlem genellikle sonlandırılır.
 - b. BT anjiyografide yeterli değerlendirme yapılamadığında invaziv anjiyografi önerilir.
 - c. Perfüzyon görüntülerde defekt tespit edildiğinde BT anjiyografi görüntüleri tekrar değerlendirilir.
 - d. Transmural perfüzyon oranı (TPO) ve toplam stres skoru (TSS), miyokardiyal perfüzyonu nicel olarak değerlendirmede kullanılır.
4. Aşağıdakilerden hangisi miyokardiyal perfüzyon BT görüntülemenin limitasyonlarındanıdır?
 - a. Işın sertleşmesi artefaktı
 - b. Gereksiz invaziv girişimi artırması
 - c. İyonizan radyasyon
 - d. Hepsi
5. Kardiyak ÇEBT ve FFR-BT ile ilgili olarak hangisi yanlıştır?
 - a. ÇEBT günümüzde nonkalsifiye plak tipleri belirlemede etkili biçimde kullanılmaktadır.
 - b. ÇEBT doku karakterizasyonu yaparak, perfüzyon ve kan akımı kantitatif olarak değerlendirilebilir.
 - c. BT anjiyografi ile birlikte ÇEBT görüntülerinin beraber kullanılması yanlış pozitif değeri azaltmıştır.
 - d. FFR-BT gereksiz invaziv girişimi büyük oranda önlemektedir.