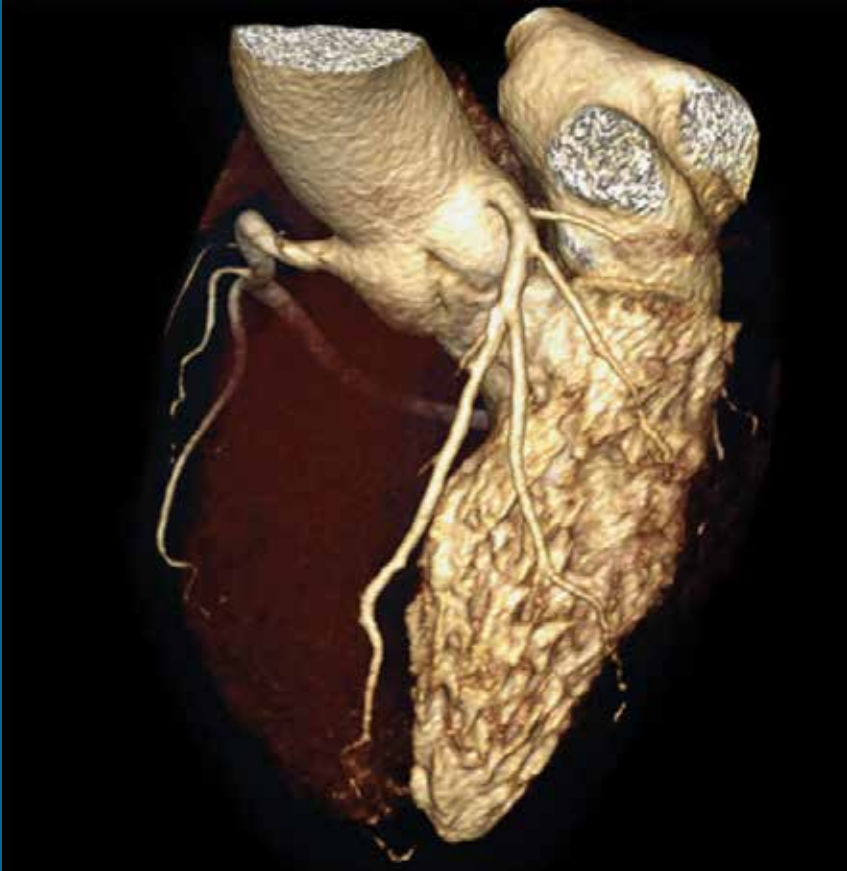


TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ



TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Konuk Editör: Mecit Kantarcı

Kardiyak Görüntüleme - 1

Cilt 1 • Sayı 1 • Kasım 2013



TÜRK RADYOLOJİ DERNEĞİ



Baş Editör



Ayşenur Oktay
Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi,
Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir

Editörler



Mecit Kantarcı
Atatürk Üniversitesi Tıp
Fakültesi, Radyoloji Anabilim
Dalı, Erzurum



Şükrü Mehmet Ertürk
Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma
Hastanesi, Radyoloji Kliniği,
İstanbul

Türk Radyoloji Derneği Adına Sahibi

Nevra Elmas

Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi,
Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir

Sorumlu Yazı İşleri Müdürü

M. Halil Öztürk

Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi,
Radyoloji Anabilim Dalı, Trabzon



Yayıncı

İbrahim KARA

Yayın Yönetmeni

Ali ŞAHİN

Yayın Koordinatörleri

Sevilay ARDIÇ NAYİR

Gökhan ÇİMEN

Ayşegül BOYALI

Nilüfer TÜRKYLMAZ

Satış Koordinatörü

Sinan Gökbörü BÜNCÜ

Proje Asistanı

Veysel KARA

Grafik Departmanı

Ünal ÖZER

Neslihan YAMAN

Merve KURT

İletişim

Adres: Büyükdere Cad. No: 105/9 34394

Mecidiyeköy, Şişli, İstanbul

Telefon: +90 212 217 17 00

Faks: +90 212 217 22 92

E-posta: info@avesyayincilik.com

Yayın Türü: Yerel Süreli

Basım Tarihi: Ekim 2013

Basım Yeri: ADA Ofset Matbaacılık

Tic. Ltd. Şti., Litros Yolu 2. Matbaacılar S.

E Blok No: (ZE2) 1. Kat Topkapı, İstanbul

Telefon: +90 212 567 12 42

DERGİ YÖNERGESİ

1. Tanım ve Amaç

Bu yönerge, Türk Radyoloji Derneği'nin yayın organı olan Türk Radyoloji Seminerleri'nin bilimsel açıdan yüksek nitelikli olması amacıyla, yayın politikasını ve işleyişini tanımlamaktadır. İçerikte yer alan maddeler Türk Radyoloji Derneği'nin bilimsel politikaları ve tüzüğünde yer alan prensiplere uygun hazırlanmıştır.

Türk Radyoloji Derneği'nin bilimsel yayını olan Diagnostic and Interventional Radiology dışında, yılda 3 kez Türkçe olarak yayınlayacağı Türk Radyoloji Seminerleri, radyoloji ve ilgili diğer branşlarda görev yapan hekimlerin, seçilmiş konularda güncel bilgi ve deneyimlere ulaşmasını ve asistan eğitimine katkı sağlamayı amaçlamaktadır.

2. İşleyiş

- Editörler Kurulu Türk Radyoloji Derneği tarafından atanan bir Editör ve iki Editör Yardımcısı'dan oluşur.
- Editörler Kurulu derginin Yazım Kuralları'nı belirler.
- Her sayı için, Editörler Kurulu tarafından ana konu başlığı ve Konuk Editör belirlenir.
- Konuk Editör, Editörler Kurulu tarafından belirlenen çerçeve ve verilen süre içinde yayımlanacak olan yazı başlıklarını ve bu yazıları hazırlayacak olan kişileri belirleyerek Editörler Kurulu'na sunar.
- Editörler Kurulu'nun onayını takiben yazarlara davet mektupları gönderilir.
- Yazılar Konuk Editör tarafından kontrol edilir ve düzeltmeler yapıldıktan sonra Editörler Kurulu'na gönderilir.
- Editörler Kurulu tarafından kontrol edilen yazılar baskı planına aktarılır. Editörler Kurulu bu aşamada yazıların içeriği ve yazarlarıyla ilgili düzenleme yapma yetkisine sahiptir.

3. Editörler Kurulu'nun Özellikleri

- Editörler Kurulu Türk Radyoloji Derneği Yönetim Kurulu tarafından üç sene için atanır. Editörler Kurulu'nda en fazla iki dönem görev alınabilir.
- Editörler Kurulu'na atanacak kişilerin Web of Science'ta indekslenen tıp dergilerinde yayımlanmış en az 30 adet yayını olmalıdır.
- Bu yayınların en az 10 tanesi araştırma yazısı olmalıdır.
- Bu yayınların en az 5'inde birinci isim ya da sorumlu (Corresponding) yazar olarak yer almalıdır.

4. Editörler Kurulu'nun Sorumlulukları

- Derginin amaçlarını ve yayın politikasını TRD Yönetim Kurulu ile birlikte belirlemek
- Baskının zamanında yapılmasını ve devamlılığını sağlamak
- Yazıların içeriğini denetlemek ve düzenlemek
- Konuk Editör'ü ve ana konu başlığını belirlemek ve yazarları onaylamak
- Gerek görüldüğünde konuk editöre alt konu başlıkları ve yazar önerisinde bulunmak

5. Konuk Editör'ün Özellikleri

- Konusunda, uluslararası derneklerin yönetiminde veya kongre aktivitelerinde aktif görev almış olmalı ya da aşağıdaki kuralları karşılamalıdır.
- Web of Science'ta indekslenen dergilerde yayımlanmış en az 30 yayını olmalıdır.
- Yayınların en az 8 tanesi araştırma makalesi olmalıdır.
- Yayınların en az 5 tanesinde ilk isim ya da sorumlu (Corresponding) yazar olarak yer almalıdır.

6. Konuk Editör'ün Görevleri

- Güncel konulu yazı başlıklarını Editörler Kurulu ile birlikte belirlemek
- Yazarları Editörler Kurulu ile birlikte belirlemek
- Yazıları süresi içinde yazarlardan toplamak
- Yazı içeriklerini, görselleri, tabloları ve kaynakları kontrol etmek ve düzeltmeleri yapmak
- Her yazı için bilimsel içerik yönünden hakemlik yapmak

AMAÇLAR VE KAPSAM

Türk Radyoloji Seminerleri, Türk Radyoloji Derneği'nin sürekli tıp eğitimi faaliyetleri kapsamında yayınlanmaktadır. Yayın dili Türkçe olan dergi Nisan, Ağustos ve Aralık aylarında olmak üzere yılda 3 sayı yayınlanmaktadır.

Derginin öncelikli hedefi, kanıta dayalı tıp literatürüne yansımış olan en güncel bilgileri ve deneyimleri, radyoloji alanında çalışan hekimlere ve ilgili diğer branşlarda görev yapan hekimler ve sağlık profesyonellerine pratik bir şekilde aktarmaktır.

Derginin yayın politikası ve Editöryel işleyişi, Türk Radyoloji Derneği tarafından atanan bir Editör ve iki Editör Yardımcısı'dan oluşan Editörler Kurulu tarafından, uluslararası biyomedikal yayıncılık standartları ve etik prensiplere bağlı kalarak belirlenir ve denetlenir.

Editörler Kurulu her sayı için radyolojinin alt konularından bir ana başlık belirler ve içerik planlaması ve koordinasyonu için Konuk Editör atanır. Konuk Editör yazıların başlıkları ve yazarlarını planlayarak Editörler Kurulu'nun onayına sunar. Yazıların basım öncesi denetimi ve içerik düzenlemeleri Konuk Editör ve Editörler Kurulu tarafından yapılır. Yazıların bilimsel ve hukuki sorumluluğu yazarlarına aittir.

Dergide yayınlanan yazıların sadece özetleri www.turkradyolojiseminerleri.org adresinde yayınlanmaktadır. Basılı derginin 3 sayıyı kapsayan senelik abone ücreti KDV dahil 100 TL, tek sayı ücreti ise KDV dahil 50 TL'dir. Abone olmak için Türk Radyoloji Derneği İktisadi İşletmesi'nin Vakıflar Bankası, Ankara Hastaneler Şubesi TR730001500158007297210464 IBAN numaralı hesabına ödemenin yapılması, "ödeme dekontuyla" birlikte "Ad-Soyad, T.C. Kimlik Numarası ve Posta Adresi"nin info@turkradyolojiseminerleri.org adresine gönderilmesi gerekmektedir.

Derginin mali kaynakları, abone ücretleri, reklam gelirleri ve Türk Radyoloji Derneği fonlarından oluşmaktadır. Reklam vermek isteyen kuruluşlar Türk Radyoloji Derneği'ne başvurmalıdır.

Türk Radyoloji Seminerleri'nin isim hakkı ve yayınlanan içeriklerin telif hakları yazarların yazılı izinleriyle Türk Radyoloji Derneği'ne aittir. Yazılar, tablolar, görseller ve diğer tüm içeriklerin kullanımı ve tıpkı basımları için Türk Radyoloji Derneği'ne müracaat edilmelidir.

Editörler Kurulu

Adres : Hoşdere Cad., Güzelkent Sok, Çankaya Evleri, F Blok, No:2 06540 Çankaya, Ankara
Telefon : +90 312 442 36 53
Faks : +90 312 442 36 54
E-posta : info@turkradyolojiseminerleri.org
Web : www.turkradyolojiseminerleri.org

Yayıncı - AVES

Adres : Büyükdere Cad. No: 105/9 34394 Mecidiyeköy, Şişli, İstanbul
Telefon : +90 212 217 17 00
Faks : +90 212 217 22 92
E-posta : info@avesyayincilik.com
Web : www.avesyayincilik.com

YAZIM KURALLARI

Türk Radyoloji Seminerleri'nde sadece Editörler Kurulu ve Konuk Editör tarafından belirlenen ve davet edilen yazılar yayınlanır. Bu sistem dışında dergiye gönderilen yazılar değerlendirilmeye alınmaz.

Davet edilen kişiler yazılarını aşağıda belirtilen formatlarda hazırlayarak www.turkradyolojiseminerleri.net web sayfası üzerinden dergiye göndermelidir. Yazıların hazırlanması aşamasında bu kurallara riayet edilmesi derginin yayın süreçlerinin hızlı ve sağlıklı bir şekilde yürütülmesi açısından önemli olduğundan tüm yazarların bu kılavuza uygun hareket etmeleri Editörler Kurulu tarafından beklenmektedir.

Genel Kurallar

1. Yazılar bilimsel açıdan üst düzeyde olmalı ve en güncel kaynaklarla desteklenmelidir.
2. Daha önce başka bir dergi veya kitapta yayınlanmamış ya da yayın için değerlendirme aşamasında olmamalıdır.
3. Metinler özgün hazırlanmalı, başka bir yerli kaynaktan kopyalanmamalı veya yabancı kaynaklardan çeviri yapılmamalıdır. Tüm yazılar baskı öncesi iThenticate programı üzerinden aşırma ve kopya yayın yönlerinden incelenecek ve literatürdeki diğer yayınlarla benzeşme oranları yüksek bulunan yazılar yazarlarına iade edilecektir.
4. Yazılarda yer verilen tablolar, şekiller, resimler ve diğer görseller özgün olmalı, başka bir kaynaktan alındıysa Türk Radyoloji Seminerleri'nde tekrar yayınlanabilmesi için gerekli izinler yazarlar tarafından alınmalı ve izin belgeleri dergiye gönderilmelidir.
5. Kaynak listesinde yalnızca yayınlanmış ya da yayınlanmak üzere kabul edilmiş ve mümkün oldukça yeni çalışmalar kullanılmalıdır. Ulaşılmaya mümkün olmayan ve veri tabanlarında indekslenemeyen kaynaklar kullanılmamalıdır.
6. Özellikle tablolar, metni açıklayıcı ve kolay anlaşılır hale getirecek biçimde hazırlanmalı ve metnin tekrarı niteliğinde olmamalıdır.
7. Her yazıda en fazla iki isim olmalı ve yazarlardan en az bir tanesinin akademik ünvanı ya da eğitim hastanelerinde 10 yılın üzerinde uzmanlığı bulunmalıdır. Her sayıda, bir yazarın en fazla bir adet yazısı yayınlanabilir.
8. Yazarlardan en az birinin, Web of Science'da indekslenen dergilerde çıkmış en az 15 yazısı olma-

lı, bu yayınlardan en az 8 tanesi araştırma makalesi olmalı, en az 5 tanesinde ilk isim olmalıdır.

9. Yazılar derginin yayınlanma tarihinden en geç 5 ay öncesinde konuk editöre iletilmiş olmalıdır.

Teknik Kurallar

1. Yazılar Microsoft Office Word programında, Times New Roman yazı karakterinde, 12 punto, çift satır aralıklı ve sayfa kenarı boşlukları 2.5 cm olarak hazırlanmalıdır.
2. Derginin yayın dili Türkçe olduğundan yazı dosyalarında yer alan tüm içerikler sadece Türkçe dilinde verilmelidir.
3. İlk sayfada yazının başlığı, 500 boşluksuz karakter sayısını geçmeyecek şekilde özeti, yazarların isimleri, kurum bilgileri, posta adresleri, E-posta adresleri ve telefon numaraları yazılmalıdır.
4. İkinci sayfadan itibaren yazının tam metni verilmelidir. Tam metin, yazının konusuna uygun bir şekilde yazarlar tarafından belirlenen alt başlıklara bölünmelidir. Tam metin kelime sayısının alt ve üst sınırı, yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir.
5. Tam metin yazıldıktan sonra Kaynaklar verilmelidir. Kaynakların alt ve üst sınırı yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir. Tüm Kaynaklar cümle sonlarında köşeli parantez içinde yazılmalı ve metin içinde geçiş sırasına göre listelenmelidir. Kaynak yazım stilleri aşağıda verilen formata uygun olmalıdır.
 - Altı ya da daha az yazarlı kaynaklarda tüm isimler yazılmalı, yazar sayısı altıyı aştığında ise, ilk altı yazarın ismi yazılarak arkasından tam metni Türkçe olan kaynaklarda "ve ark.", İngilizce olan kaynaklarda ise "et al." ifadesi eklenmelidir.
 - Dergi: Muller C, Buttner HJ, Peterson J, Roskomun H. A randomized comparison of clopidogrel and aspirin versus ticlopidine and aspirin after placement of coronary artery stents. *Circulation* 2000; 101: 590-3.
 - Kitap bölümü: Sherry S. Detection of thrombi. In: Strauss HE, Pitt B, James AE, editors. *Cardiovascular Medicine*. St Louis: Mosby; 1974. p.273-85.
 - Tek yazarlı kitap: Cohn PF. Silent myocardial ischemia and infarction. 3rd ed. New York: Marcel Dekker; 1993.

- Yazar olarak editör(ler): Norman IJ, Redfern SJ, editors. Mental health care for elderly people. New York: Churchill Livingstone; 1996.
 - Toplantıda sunulan makale: Bengissson S. Sothemin BG. Enforcement of data protection, privacy and security in medical informatics. In: Lun KC, Degoulet P, Piemme TE, Rienhoff O, editors. MEDINFO 92. Proceedings of the 7th World Congress on Medical Informatics; 1992 Sept 6-10; Geneva, Switzerland. Amsterdam: North-Holland; 1992.p.1561-5.
 - Bilimsel veya teknik rapor: Smith P. Golladay K. Payment for durable medical equipment billed during skilled nursing facility stays. Final report. Dallas (TX) Dept. of Health and Human Services (US). Office of Evaluation and Inspections: 1994 Oct. Report No: HHSIGOE 169200860.
 - Tez: Kaplan SI. Post-hospital home health care: the elderly access and utilization (dissertation). St. Louis (MO): Washington Univ. 1995.
 - Yayına kabul edilmiş ancak henüz basılmamış yazılar: Leshner AI. Molecular mechanisms of cocaine addiction. N Engl J Med In press 1997.
 - Erken Çevrimici Yayın: Aksu HU, Ertürk M, Gül M, Uslu N. Successful treatment of a patient with pulmonary embolism and biatrial thrombus. Anadolu Kardiyol Derg 2012 Dec 26. doi: 10.5152/akd.2013.062. [Epub ahead of print]
 - Elektronik formatta yayınlanan yazı: Morse SS. Factors in the emergence of infectious diseases. Emerg Infect Dis (serial online) 1995 Jan-Mar (cited 1996 June 5): 1(1): (24 screens). Available from: URL: <http://www.cdc.gov/ncidod/EID/cid.htm>.
6. Tablolar Microsoft Office Word programında “Tablo Ekle” özelliği kullanılarak hazırlanmalı ve Kaynaklar’dan sonra metin içinde geçiş sırasına uygun olarak yerleştirilmelidir. Her yazı için belirlenen tablo sayısı, yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir.
 7. Görseller (Şekil ve Resim) tam metinde geçen konuları açıklamaya yetecek sayıda olmalı, yüksek çözünürlüklü ve en az 300 dpi jpeg dosyası formatında online sisteme ayrıca yüklenmelidir. Görsellerin numaralandırmaları metin içinde işaretlenmeli ve alt yazıları tam metin dosyasının sonuna eklenmelidir. Her yazı için belirlenen tablo sayısı, yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir.
 8. Video ve hareketli görüntülerle desteklenen yazılar derginin sürekli tıp eğitimi amacına hizmet etmesi açısından değerli ve önemlidir. Bu dosyalar en fazla 3 MB boyutunda ve “mpeg” formatında hazırlanmalı ve ayrı bir dosya olarak sisteme yüklenmelidir.
 9. Tablo ve görsellerin başlıklarında ve yazı içinde anılmasında Arabik rakam yazılmalı, Roma rakamları kullanılmamalıdır.
 10. Görseller, videolar ve hareketli görüntülerde hasta ve kurum isimleri yer almamalıdır.
 11. Metin, tablo ve görsellerde kullanılan ondalık sayılar virgül ile ayrılmalıdır.
 12. Paragrafların ilk cümleleri kısaltma ile başlamalıdır.
 13. Farmasötik ürünler jenerik isimleriyle yazılmalı, ticari marka adı kullanılmamalı; tıbbi malzeme ve aygıt isimlerinde ise marka ve firma ismi ile, şehir ve ülke bilgisi yer almalıdır.
 14. Hazırlanan konu ile ilgili metnin sonunda 5 adet çoktan seçmeli soru hazırlanmalı ve doğru yanıt işaretlenmelidir.
 15. Yayın Hakkı Devir Formu doldurularak imzalanmalı ve dergiye gönderilmelidir. Yazarlar imzaladıkları formu tarayıcıdan geçirerek sisteme PDF veya JPEG formatında yükleyebilecekleri gibi, E-posta, faks veya kargo ile de aşağıda yazılı Yayıncı adreslerine gönderebilirler. Yayın Hakkı Devir Formu gönderilmeyen yazılar basılmayacaktır.
- Her türlü konuda bilgi ve destek almak için aşağıda yazılı adresler aracılığıyla Editörler Kurulu ve Yayıncı ile iletişim kurulabilir.
- Editörler Kurulu**
- Adres : Hoşdere Cad., Güzelkent Sok, Çankaya Evleri, F Blok, No:2 06540 Çankaya, Ankara
- Telefon : +90 312 442 36 53
- Faks : +90 312 442 36 54
- E-posta : info@turkradyolojiseminerleri.org
- Web : www.turkradyolojiseminerleri.org
- Yayıncı - AVES**
- Adres : Büyükdere Cad. No: 105/9 34394 Mecidiyeköy, Şişli, İstanbul
- Telefon : +90 212 217 17 00
- Faks : +90 212 217 22 92
- E-posta : info@avesyayincilik.com
- Web : www.avesyayincilik.com

BAŞLARKEN

Değerli meslektaşlarım,

“Türk Radyoloji Seminerleri” başlıklı yepyeni bir dergi ile karşınızdayız. Türk Radyoloji Derneği’nin uluslararası nitelikteki yayın organı DIR dergisi yanısıra eğitime destek amacıyla çıkaracağı bu derginin Radyoloji alanındaki yeni teknolojik gelişmeler, uygulamalar ve hızla yenilenen güncel bilgilerin aktarılmasında bir araç olması hedeflenmektedir.

Görüntüleme bilimi bilindiği gibi tıbbın her alanında, hergün bir yenisi eklenen yöntemler ve uygulamalarla tanı ve tedavide çok önemli katkı sağlamaktadır. Bu kadar geniş alanda farklı konulardaki gelişmeleri takip etmek, özellikle sistem spesifik çalışmayan meslektaşlarımız açısından zor olabilmektedir. Bu nedenle ilgili hekimlerin kendi dilinde başvurabilecekleri bir kaynak olarak böyle bir dergi çıkarılması düşünülmüştür. Dergimizde radyolojinin farklı alanlarından seçilen konularda, derlenerek sunulacak yazılarla radyoloji ve ilgili diğer branşlardaki hekimlerin güncel bilgi ve deneyimlere ulaşması ve asistan eğitimine katkı sağlanması amaçlanmaktadır. Konusunda deneyim kazanmış, spesifik alanlarda çalışan uzmanlar tarafından hazırlanacak yazıların yanısıra, gerektiğinde seçilen konu ile ilgili farklı disiplinlerin katkısından da yararlanılabilecektir.

Türk Radyoloji Seminerleri yılda 3 kez basılacak olup, her sayıda farklı bir sistem ve konu ele alınacaktır. Her dergide seçilen konuyla ilgili bir konuk editör davet edilerek, yazıların başlıkları ve yazarları belirlenecektir. Derginin ilk sayısı için radyolojinin güncel uygulamalarından biri olan *Kardiyak Görüntüleme* başlığı seçilmiştir. 2014 yılı içinde ise sırasıyla *Üst Ekstremité MRG*, *Meme Görüntülemesinde Güncel Konular* ve *Akciğer Kanseri* başlıklarının tüm yönleriyle ele alınması planlanmaktadır. Her sayı ayrı alınabileceği gibi, abonelik sistemiyle daha avantajlı ulaşmak mümkün olabilecektir.

Türk Radyoloji Seminerleri dergisinin Türk radyolojisine ve tüm meslektaşlarımıza yararlı olması dileklerimizle..

Baş Editör

Prof. Dr. Ayşenur Oktay

Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir

Kardiyak Görüntüleme - 1

KONUK EDİTÖRDEN



Ülkemizde radyoloji alanında gerek teorik, gerekse pratik rapor yazım ve yorumlama noktasında, bilgi ve tecrübelerimizin oluşmasında ve artırılmasında uzun yıllardan beri geniş ve doyurucu derleme yazılarına yer veren “Radiographics, American Journal of Roentgenology (AJR), Radiology, Radiologic Clinics of North America” gibi A sınıfı, yüksek impact faktörlere sahip uluslararası literatürde varlığını kanıtlamış dergilerden yararlanmaktayız.

Biz de Türk Radyoloji Derneği olarak, ülkemizde her biri kendi dalında yüksek bilgi ve deneyime sahip olan meslektaşlarımızın tecrübelerini, asistan ve uzman hekim arkadaşlarımıza ve diğer meslektaşlarımıza aktarmak, böylelikle kendi ulusal derlemelerimizi Türkçe olarak oluşturup herkes tarafından ortak paydada anlaşılabilmesi düşüncesi ile “Türk Radyoloji Seminerleri” derleme serilerini oluşturma kararı aldık. Bu bağlamda bu serilerden ilkinin Kardiyovasküler sistem üzerine hazırlamak amacıyla, ülkemizde kardiyovasküler radyoloji alanında söz sahibi değerli meslektaşlarımızın katkılarıyla ‘Türk Radyoloji Seminerleri Kardiyovasküler’ özel sayısını hazırladık. Bu sayıda pediyatrik, konjenital malformasyonlar ile kardiyak MR konularına değinilmedi. Bu konu başlıklarının daha sonraki sayılarda yer almasını planlayarak yola çıktık.

Dergiyi hazırlarken Radyoloji alanındaki kaynak eserlerden faydalanmakla birlikte tamamen orijinal, okunması rahat, uzmanlık öğrencilerine sorularla birlikte sınava hazırlanma imkanı sunan, metin içerisindeki eğitici noktalarla dikkatlerin toparlanmasını sağlayan bir şablon ile sunmayı hedefledik. Umarım bu sayımız tüm meslektaşlarımız için Kardiyovasküler radyoloji alanında bilgi ve tecrübemizi artırmada yararlı olur. Bu sayının hazırlanmasında emeği geçen tüm meslektaşlarıma, derginin planlanmasından, hayata geçirilmesine kadar geçen zorlu süreçte bana desteklerini esirgemeyen Eşime, kızlarım Zeynep ve Ayşegül ile oğlum Mustafa Salih’e teşekkür eder ve hayırlı olmasını dilerim.

Konuk Editör

Prof. Dr. Mecit KANTARCI

Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum

Kardiyak Görüntüleme - 1

HAZIRLAYANLAR

ADEM KIRIŞ, Mehmet Akif Ersoy Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye

AKIN LEVENT, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye

ALİ KEMAL SİVRİOĞLU, Aksaz Asker Hastanesi, Radyoloji Servisi, Muğla, Türkiye

AYLİN OKUR, Bozok Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Yozgat, Türkiye

BERHAN GENÇ, Şifa Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

CENGİZ EROL, Medipol Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

DİLEK ÖNCEL, Tepecik Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İzmir, Türkiye

ELİF ERGUN, Ankara Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Ankara, Türkiye

ERHAN AKPINAR, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

ERKAN YILMAZ, Şifa Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

ERSİN ÖZTÜRK, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Haydarpaşa Eğitim Hastanesi, Radyoloji Servisi, İstanbul, Türkiye

FATİH ALPER, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye

GONCA ELDEM, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

GÜRAY ÖNCEL, Şifa Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

HAYRİ OĞUL, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye

MECİT KANTARCI, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye

MEMDUH DURSUN, İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

MUSTAFA ERDEM SAĞSÖZ, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Biyofizik Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye,

MUSTAFA HIZAL, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

MUSTAFA KOPLAY, Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Konya, Türkiye

MUŞTURAY KARÇAALTINCABA, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Noninvaziv Kardiyovasküler Görüntüleme Bölümü, Ankara, Türkiye

SEBAHATTİN SARI, Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

SERKAN ARIBAL, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Haydarpaşa Hastanesi, Radyoloji Bölümü, İstanbul, Türkiye

SUAT EREN, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye

ŞÜKRÜ ŞANLI, İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

TUNCAY HAZIROLAN, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

UĞUR BOZLAR, Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

ÜMMÜGÜLSÜM BAYRAKTUTAN, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye

Kardiyak Görüntüleme - 1

Cilt 1 • Sayı 1 • Kasım 2013

İçindekiler

Kardiyak Bilgisayarlı Tomografi’de Güncel Gelişmeler

1

Muşturay Karçaaltıncaba

Kardiyak Bilgisayarlı Tomografi (BT) ile görüntüleme, son yıllarda önemi ve kullanımı giderek artan noninvazif bir yöntemdir. Kardiyak BT, kardiyolojik görüntüleme yöntemlerinin özelliklerinin hepsini kısmen içinde barındırmaktadır. Kardiyak BT’deki son yıllardaki teknik gelişmeler, yeni yazılımlar, erken ateroskleroz saptanması ve prognostik klinik çalışmalar (CONFIRM çalışmaları) bu yöntemin kullanımını ve klinik önemini arttırmıştır. Kardiyak BT ile morfolojik ve fonksiyonel görüntüleme yapılabilmesi yeni kullanım alanlarının önünü açmaktadır.

Teknik, Protokoller, Araçlar

7

Ümmügülüm Bayraktutan, Akın Levent

Bilgisayarlı tomografi (BT) teknolojisindeki ilerlemeler temporal rezolüsyon ve kesit sayısını arttırmış, radyasyon dozunu ise azaltmıştır. Böylece kardiyak BT ile koroner arterlerin lümeni, duvar yapısı ve 3 boyutlu morfolojisi daha iyi değerlendirilebilir hale gelmiştir. Bununla birlikte, minimum radyasyon dozu ile optimal kalitede görüntü elde etmek için hasta hazırlığının, kontrast fazının ve çekim parametrelerinin uygun olarak yapılması gerekmektedir.

Kardiyak Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografide (MDBT) Radyasyon Dozu

16

Mustafa Erdem Sağsöz, Fatih Alper

Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi (MDBT) yüksek radyasyon dozu potansiyel riskini taşımaktadır. Doz düşürme tekniklerine uyulmadan yapılan tetkikler, radyasyon zararının sonuçta beklenen faydadan daha fazla olmasına yol açmaktadır. Bu çalışmada koroner MDBT anjiyografide radyasyon dozunun azaltılması için kullanılan farklı teknikler, literatürdeki yayınlar ve üretici firma katalog bilgileri kullanılarak özetlenmeye çalışılmıştır.

Koroner Kalsiyum Skorlama

26

Elif Ergun

Koroner arter kalsiyum (KAK) skorlama subklinik aterosklerozun direkt göstergesi ve aterosklerozun patognomonik bulgusudur. Koroner arter kalsiyum skoru koroner arterlerde sadece kalsifiye plak yükünün değil, kalsifik ve non-kalsifik total plak yükünün bir göstergesidir. Özellikle geleneksel risk belirleme yöntemlerine göre, orta riskli grupta risk analizinin daha doğru yapılmasını sağlar ve uluslararası kılavuzlarda bu grupta kullanımı önerilmektedir.

Normal Koroner Anatomi ve Varyasyonlar

36

Ersin Öztürk, Ali Kemal Sivrioğlu

Koroner arter hastalığı (KAH), kardiyovasküler ölümlerin en sık nedenidir. Koroner arter anatomisinin bilinmesi, koroner arter hastalıklarını değerlendirmede önemli bir yere sahiptir. Koroner anomalilerin prevalansı ise %1-2 olup yaygın değildir. Koroner arter anomalilerin erken saptanması ve değerlendirilmesi, miyokardiyal iskemi ve ani ölüm ile birlikte olabilmesi nedeniyle önemlidir. Bu makalenin amacı, koroner Bilgisayarlı Tomografi (BT) anjiyografiyi kullanarak normal koroner anatomi ile koroner arter varyasyon ve anomalilerini sunmaktır.

Koroner Arter Hastalığı

57

Mustafa Koplay, Cengiz Erol

Koroner arter hastalığı (KAH) Dünyada morbidite ve mortalitenin en önde gelen sebeplerinden biri olmaya devam etmektedir. Bu nedenle, koroner arter hastalığının oluş mekanizması, erken tanı ve tedavisi önemlidir. Bu yazıda, koroner arter hastalığının patofizyolojisi, tanıda kullanılan görüntüleme yöntemleri, çok kesitli bilgisayarlı tomografi (BT) koroner anjiyografi ile koroner arterlerin değerlendirilmesi ve en son teknolojik ilerlemeler literatür bilgileri ışığında değerlendirildi.

Koroner Arter Stentlerinin Değerlendirilmesi

70

Dilek Öncel, Güray Öncel

Giderek artan sayıdaki koroner stent uygulamaları, stent açıklığını değerlendirmede invazif olmayan metotların geliştirilmesini gerekli kılmaktadır. Çok kesitli Bilgisayarlı Tomografi (BT) diğer metotlara göre ciddi üstünlükleri olan bir yöntem olup, invazif anjiyografiye alternatif olma yolundadır. Görüntüyü etkileyen metalik artefaktlara rağmen, BT teknolojisindeki son gelişmeler stent lümen görüntülenmesini, neointimal hiperplazi, restenoz ve oklüzyon değerlendirmesini mümkün kılmaktadır. Uygun çekim ve görüntü işleme parametreleri kullanmak stent değerlendirmenin temel kurallarıdır.

Koroner Baypas Greftlerin Değerlendirilmesi

83

Memduh Dursun, Şükrü Şanlı

Koroner arter baypas greft cerrahisi, ileri koroner arter hastalığı tedavisinde sık olarak uygulanmaktadır. Cerrahi sonrası klinik sonuçlar ve tekrarlayan semptomlar, baypas greft patentlik durumuna ve nativ koroner arter hastalığının progresyon derecesine bağlı olarak değişiklik gösterir. Bu nedenle kullanılacak görüntüleme yönteminin baypas grefti yanında, koroner hastalığının progresyonu hakkında da bilgi vermesi gereklidir. Koroner bilgisayarlı tomografi (BT) anjiyografi baypas greft ve nativ koroner arter yanında, koroner dışı kardiyak patolojileri de gösteren değerli bir modalitedir.

Kardiyak Morfoloji ve Fonksiyonların Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi (MDBT) ile Değerlendirilmesi

93

Uğur Bozlar, Sebahattin Sarı

Kardiyak bilgisayarlı tomografi (BT) incelemesi günlük pratikte daha çok koroner BT anjiyografi amacıyla kullanılmakla birlikte, kardiyak morfoloji ve fonksiyonun değerlendirilmesinde de etkin bir şekilde kullanılabilir. Bu derlemede kardiyak BT incelemede kullanılan görüntüleme planları; kardiyak BT incelemedeki normal kalp anatomisi ve morfolojik özellikleri ile sağ ve sol ventrikül fonksiyonlarının kardiyak BT inceleme ile değerlendirilmesi konularına yer verilmektedir.

Kalp Kapaklarının Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi (MDBT) ile Değerlendirilmesi

107

Gonca Eldem, Tuncay Hazırolan

Kalp kapaklarının değerlendirilmesinde ekokardiyografi birincil tercih edilen modalite olsa da koroner arter patolojilerinin değerlendirilmesi için kullanılan EKG tetiklemeli koroner BT Anjiyografi yöntemi ile kesit içerisine giren kalp kapakları değerlendirilebilmektedir. Uygun EKG ve kontrast protokolleri kullanılarak tek seferde tüm kardiyak yapılar BT Anjiyografi ile değerlendirilebilmekte olup kapakçıkların sayısı, kalınlıkları, açılıp-kapanma fonksiyonları ve kalsifikasyonların varlığı direk gözlenebilmekte ve kapak stenozu ya da yetmezliğe neden olan patolojiler ve şiddetleri tanınabilmektedir.

Atriyal Fibrilasyonlu Hastalarda Radyofrekans Ablasyon Tedavisi Öncesi Pulmoner Venlerin ve Sol Atriyumun Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi

121

Hayri Oğul, Suat Eren

Medikal tedaviye direnç gösteren atriyal fibrilasyonda radyofrekans ablasyon tekniği tercih edilen bir tedavi seçeneğidir. Atriyal fibrilasyon (AF) kaynağının sıklıkla pulmoner venler olması ve pulmoner venlerdeki anatomik varyasyonların atriyal fibrilasyon riskini önemli oranda arttırması nedeniyle prosedür öncesi pulmoner venöz anatominin iyi bilinmesi gerekir. Çok kesitli bilgisayarlı tomografi (BT) bu amaç için kullanılabilir etkili, güvenilir ve non-invazif görüntüleme yöntemidir.

Miyokardiyal Perfüzyon ve Geç Kontrastlanma

131

Adem Kırış, Serkan Arıbal

Bilgisayarlı tomografi (BT) teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak, olası koroner arter hastalığının (KAH) değerlendirilmesinde, koroner BT anjiyografi (BTA) kateter anjiyografiye tercih edilmektedir. Bununla birlikte revaskülarizasyon planlanan olgularda, mevcut darlığın miyokardiyal beslenmeye olan etkisinin anlaşılması amacı ile anatomik görüntülemenin yanında, fonksiyonel değerlendirme de gereklidir. Bu amaçla kullanılmaya başlanan BT miyokardiyal perfüzyon (BTP) görüntüleme yapılan ilk çalışmalarda ümit vaat edici sonuçlar vermektedir.

Akut Göğüs Ağrısında Üçlü Dışlama Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi

143

Erhan Akpınar, Mustafa Hızal

Akut göğüs ağrısı, acil servise sık başvuru nedenlerinden birisi olup miyokard enfarktüsü, aort diseksiyonu ve pulmoner emboli gibi hayatı tehdit eden nedenler yanında akciğer patolojileri, gastroözofageyal reflü veya kas iskelet sistemi orjinli benign nedenler de ayırıcı tanıda düşünülmelidir. Bilgisayarlı tomografi teknolojisindeki gelişmeler sonucunda ince kesit kalınlığında daha hızlı incelemeler yapılabilmekte ve hem vasküler hastalıklar hem de vasküler sistem dışı göğüs ağrısı nedenleri tek bir inceleme ile hızlı ve doğru şekilde değerlendirilebilmektedir.

Koroner Venöz Anatomisinin Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi (MDBT) ile Değerlendirilmesi ve Klinik Önemi

153

Berhan Genç, Erkan Yılmaz

Son yıllarda koroner venöz sistem yoluyla uygulanan tedavi yöntemlerinin artması nedeniyle koroner venlerin klinik önemi giderek artmıştır. Koroner sinüs yolu kardiyak resenkronizasyon tedavisi yanında, transkoroner venöz ablasyon, perkütan mitral anüloplasti ve retrograd kardiyopleji perfüzyon gibi girişimsel işlemler için kullanılmaktadır. İnvaziv girişimler öncesinde multi dedektör bilgisayarlı tomografi ile koroner venöz haritalamanın yapılması işlem için büyük avantaj sağlamakta olup, işlem sırasında gelişebilecek komplikasyonları en aza indirecektir.

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

165

Mecit Kantarcı, Aylin Okur

Çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT), kalp ve koroner vasküler yapıların değerlendirilmesinde yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip noninvazif görüntüleme yöntemidir ve teknolojiye paralel olarak klinik uygulamalardaki önemi gittikçe artmaktadır. Bilgisayarlı tomografi teknolojisindeki son gelişmeler ve bunların kardiyak klinik uygulamalara yansması bu çalışmanın konusudur.

Kardiyak Bilgisayarlı Tomografi'de Güncel Gelişmeler

Muşturay Karçaaltıncaba

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Teknik gelişmeler ve yeni yazılımlar
- Klinik çalışmalar
- Kardiyak BT'nin yeni kullanım alanları
- Kaynaklar

Kardiyak BT ile görüntüleme, son yıllarda önemi ve kullanımı giderek artan bir yöntemdir. Kardiyak BT, kardiyolojik görüntüleme yöntemlerinin özelliklerinin hepsini kısmen içinde barındırmaktadır. Fonksiyonel görüntüleme yapılabilmesi kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) ve ekokardiyografi ile koroner arter görüntüleme yapılabilmesi kateter anjiyografi ile normal ve stres altında perfüzyon görüntüleme yapılabilmesi kardiyak sintigrafi ve kardiyak MRG ile damar duvarının görüntülenmesi ise intravasküler ultrasonografi ile benzerlik göstermektedir. Bu görüntüleme özelliklerinin hepsinde 2000'li yılların başlarından beri belirgin iyileşme sağlanmıştır.

Kateter anjiyografi koroner arter görüntülemeye referans yöntem olarak kabul edilmekle birlikte, kardiyak BT özellikle osteal lezyonların, miyokardiyal köprülerin, koroner arter ve kalp anomalilerinin, koroner fistüllerin, aortik ve koroner arter diseksiyonlarının, koroner arter duvarındaki nonstenotik plakların ve koroner venöz sistemin görüntülenmesinde tanınal olarak daha değerlidir [1, 2].

Teknik gelişmeler ve yeni yazılımlar

Kardiyak görüntülemedeki 2008 yılına kadar olan önemli gelişmeler detektör (320 detektöre kadar) ve tüp (çift-tüp BT) sayısında artış, gantri rotasyon zamanında azalma, zamansal çözünürlükte iyileşme ve prospektif tetikleme olarak özetlenebilir [3]. Bu teknik iyileşmeler 1 saniyenin altında koroner arter ve miyokardiyal perfüzyon görüntüleme yapılabilmesine ve zor hasta gruplarında (aritmik, obez, yüksek kalp hızlı, pediyatrik, nefes tutamayan ve stentli hastalar) tetkik kalitesinin iyileşmesine olanak sağlamıştır [4-6]. Kardiyak BT ile koroner arterlerin yanı sıra, yüksek çözünürlüklü pulmoner ven, atriyum ve ventriküllerin anatomisi, varyasyonları ve patolojileri saptanabilmektedir [7]. Bu gelişmeler sayesinde kardiyak BT, rutin klinik kullanıma girmiştir.

Tetkik sırasında verilen radyasyon dozunun düşürülmesine yönelik en önemli gelişmeler 2008 yılından sonra olmuştur ve doz 20-30 mSv düzeylerinden 1 mSv'in altına indirilmiştir [3, 8].

Düşük kilovolt kullanımı (80kV ve 100kV), prospektif elektrokardiyografi (EKG) tetikleme, yüksek pitchli (3.4 pitch) görüntüleme, tek kalp atımında görüntüleme, adaptif doz koruma (kolimatör kullanılarak görüntülenmeyen alana radyasyon dozu verilmesi önlenerek) ve iteratif rekonstrüksiyon yöntemleri (istatistiksel ve model bazlı yöntemler) radyasyon dozunun düşürülmesinde etkin olmuştur [8].

Ayrıca dual-enerji yöntemi, hem çift tüplü BT, hem de hızlı kilovolt değiştirme yöntemleri kullanılarak kardiyak görüntülemeye başlanmıştır ve iyot haritası görüntülerinde sintigrafiye benzer perfüzyon görüntülemesi yapılabilmektedir [9, 10].

Görüntü kalitesini kötüleştiren en önemli faktörlerden kalsifik plakların subtraksiyon yöntemi ile giderilebileceğini gösteren öncü çalışma yayınlanmıştır [11].

Koroner BT anjiyografiden kalsiyum skoru hesaplanabilmesine yönelik araştırmalar yayınlanmıştır ve bu sayede kontrastlı BT anjiyografiden kalsiyum skora yapılması mümkün olabilecektir [12].

Kardiyak BT’de iyi görüntü elde etmedeki en önemli teknik konulardan biri optimum rekonstrüksiyon aralığının belirlenmesidir. Düşük kalp hızlı (70 atım/sn altında) hastalarda diyastolde (genellikle %60-70) ve yüksek kalp hızlı hastalarda sistolde (genellikle %30-40) rekonstrüksiyon yapılması gerekmektedir. Ancak yeni yazılımlarla otomatik olarak bu aralıklar saptanabilmektedir [13].

Bilgisayarlı tomografi anjiyografi ile koroner fraksiyonel rezerv saptanması giderek önem kazanmaktadır ve teknik olgunlaştığında kateter anjiyografi ile hesaplanan fraksiyonel rezerv ölçümünün yerini alma potansiyeli vardır [14].

Kardiyak BT’nin yeni kullanım alanları

Kardiyak BT görüntü kalitesindeki iyileşme sonucu rest ve stres perfüzyon görüntülemesi ve canlılık görüntülemesi yapılmaya başlanmıştır. Ancak teknik sınırlılıklar nedeniyle henüz rutin klinik kullanıma girmemiştir ve çalışmalar devam etmektedir [15]. Ayrıca transaortik aortik valv implantasyonu (TAVI)

planmasında da en objektif yöntem olarak kullanılmaktadır ve bu sayede işlem sonrası perivalvüler kaçakların azaltılması mümkün olabilecektir [16, 17].

Klinik çalışmalar

Kardiyak BT’nin en önemli avantajı koroner arter hastalığının ekarte edilmesindeki yüksek negatif öngörü değeri olmuştur ve bu açıdan tanısal değeri kateter anjiyografiden daha yüksektir [18]. Erken ateroskleroz görüntülemeye referans yöntem olan intravasküler ultrasonografiye en yakın görüntülemeyi sağlamaktadır.

Son birkaç yılda yapılan çalışmalarda negatif öngörü değerine ek olarak, koroner BT incelemede saptanan aterosklerotik değişikliklerinde prognostik etkilerinin olduğu anlaşılmıştır. Koroner BT Anjiyografinin Klinik Sonuçlar açısından Değerlendirilmesi: Uluslararası Çok Merkezli (Coronary CT Angiography Evaluation for Clinical Outcomes: An International Multicenter Registry CONFIRM) veri bankası, çalışmaları sonucunda yeni skorlama indeksleri kullanılmaya başlanmıştır [18]. Segment tutulum skoru (toplam ateroskleroz bulunan segment sayısı, en fazla 16 segment), segment stenoz skoru (her segmentte hafif, orta ve ağır stenoz olduğunda sırasıyla 1, 2, 3 ile derecelendirilmektedir ve tüm segmentlerin sonuçları toplanmaktadır) ve modifiye Duke prognostik indeks (sol ana koroner arter hastalığı, proksimal segment koroner arter aterosklerozu ve plak yaygınlığını değerlendiren) skoru, koroner BT anjiyografi ile yapılan prognostik çalışmalarda yeni kullanılmaya başlanan yöntemlerdir. CONFIRM çalışmaları sonucunda 23854 hastadaki verilere göre obstrüktif olmayan aterosklerozlu hastalarda, ateroskleroz olmayanlara göre %60 daha fazla ölüm gözlenmiştir [19]. Ayrıca bu çalışmada 65 yaş üstü ve daha genç hastalar karşılaştırıldığında, obstrüktif 2 damar ve 3 damar ateroskleroz saptanan daha genç hastalarda daha yüksek ölüm oranı bildirilmiştir. Bu çalışmaya benzer olarak, yaklaşık 7 yıl takip edilen 2538 hastada ölüm riskinin 3 damar obstrüktif olmayan, 1 damar obstrüktif, 2 damar obstrüktif ve

3 damar obstrüktif koroner aterosklerozda arttığı gösterilmiştir ve hiç ateroskleroz saptanmayan hastalarda yıllık ölüm riski %0,3 olarak saptanmıştır [20]. Koroner BT anjiyografide saptanan plak yükü ve stenoz derecesinin diğer klinik risk skorlarından daha değerli olabileceği ve buna yönelik optimize prognostik skorlamanın mümkün olabileceği 2013 yılında yayınlanan bir çalışmada belirtilmiştir [21].

Koroner BT anjiyografide saptanan ateroskleroza ek olarak, aynı anda BT ile hesaplanan sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonunun (%50'den az olduğunda) prognostik önemi olduğu gösterilmiştir [22].

Acile gelen semptomatik stabil göğüs ağrılı hastalarda CT-STAT ve ROMICAT 1 çalışmaları yapılmıştır. Çok merkezli CT-STAT çalışmasında rest-stres miyokart perfüzyon sintigrafisi yapılan hasta grubuna göre, koroner BT anjiyografi hasta grubunda %38 daha az maliyet ve %54 daha hızlı tanı konduğu gösterilmiştir ve 6 aylık izlemde her iki grup arasında majör kardiyak olay açısından fark bulunmamıştır [23]. ROMICAT 1 çalışmasında normal erken troponin ve iskemik EKG bulgusu olmayan göğüs ağrılı 368 hastadaki 2 yıllık takipte normal koroner BT anjiyografili hastalarda majör kardiyak olay saptanmamıştır [24]. ROMICAT 2 çalışmasında ise BT anjiyografi pozitif sonuç çıkan hastalarda klinik kararların verilmesinde yardımcı olduğu, ancak daha fazla test yapılmasına ve radyasyon verilmesine neden olduğu ve maliyeti azaltmadığı bulunmuştur [25].

Plak içeriği ve akut koroner sendrom arasındaki ilişkiyi araştıran çalışmalarda yüksek risk plakların; fokal noktasal kalsifikasyon içeren yumuşak plaklar, yüksek hacimli, pozitif remodeling gösteren, düşük atenüasyonlu (30 HU'dan küçük) plaklar, periferik kontrastlanma rimi olan plaklar olduğu gösterilmiştir [26, 27].

Özellikle yaşlı hastalarda yapılan eforlu tetkikler yanlış sonuç verebilmektedir ve şüpheli sonuçları olan hasta gruplarında kateter anjiyografiden önce BT anjiyografi yapılması gereksiz kateter anjiyografiyi önleyebilecektir [28].

Absorbabl stentlerin kullanılmasının başlaması koroner BT anjiyografinin stent uygulama

nan hastalarda daha fazla kullanımına olanak sağlayabilecektir [29].

Bütün bu bilimsel çalışmalar kardiyak BT yönteminin kullanımının artmasını sağlamıştır. Almanya gibi bazı ülkelerde normal sonuç çıkan kateter anjiyografi ücretinin ödenmemesi gibi önlemler, bu hastaların daha fazla koroner BT anjiyografiye yönlendirilmesini sağlamaktadır. Ayrıca preventif medikal tedavinin daha objektif kriterlerle değerlendirilebilmesini sağlayacaktır [30].

Özet olarak, kardiyak BT'deki son yıllardaki teknik gelişmeler, erken ateroskleroz saptanması ve prognostik klinik çalışmalar bu yöntemin klinik önemini arttırmıştır. Ayrıca morfolojik görüntülemeye ek olarak fonksiyonel ve perfüzyon verilerinin elde edilmesi bu yöntemin tanısal değerini arttıracaktır.

Kaynaklar

- [1]. Kantarcı M, Doğanay S, Karçaaltıncaba M, Karabulut N, Erol MK, Yalçın A, et al. Clinical situations in which coronary CT angiography confers superior diagnostic information compared with coronary angiography. *Diagn Interv Radiol* 2012; 18: 261-9.
- [2]. Caniğit M, Hazırolan T, Karçaaltıncaba M, Dağoğlu MG, Akata D, Aytemir K, et al. Myocardial bridging as evaluated by 16 row MDCT. *Eur J Radiol* 2009; 69: 156-64.
- [3]. Achenbach S, Kondo T. Technical advances in cardiac CT. *Cardiol Clin* 2012; 30: 1-8.
- [4]. Doğan OF, Karçaaltıncaba M, Yorgancıoğlu C, Demircin M, Doğan R, Ersoy U, et al. Demonstration of coronary arteries and major cardiac vascular structures in congenital heart disease by cardiac multidetector computed tomography angiography. *Heart Surg Forum* 2007; 10: 90-4.
- [5]. Öncel D, Öncel G, Taştan A. Effectiveness of dual-source CT coronary angiography for the evaluation of coronary artery disease in patients with atrial fibrillation: initial experience. *Radiology* 2007; 245: 703-11.
- [6]. Öncel D, Öncel G, Karaca M. Coronary stent patency and in-stent restenosis: determination with 64-section multidetector CT coronary angiography--initial experience. *Radiology* 2007; 242: 403-19.
- [7]. Ballı O, Aytemir K, Karçaaltıncaba M. Multidetector CT of Left atrium. *Eur J Radiol* 2012; 81: 37-46.
- [8]. Vorobiof G, Achenbach S, Narula J. Minimizing radiation dose for coronary CT angiography. *Cardiol Clin* 2012; 30: 9-17.
- [9]. Scheske JA, O'Brien JM, Earls JP, Min JK, Labounty TM, Cury RC, et al. Coronary Artery Imaging with Single-Source Rapid Kilovolt Peak-Swit-

- ching Dual-Energy CT. *Radiology* 2013; 268: 702-9.
- [10]. Karçaaltıncaba M, Aktaş A. Dual-energy revisited by multidetector CT: Principles and clinical applications. *Diagn Interv Radiol* 2011; 17: 181-94.
- [11]. Yoshioka K, Tanaka R, Muranaka K. Subtraction coronary CT angiography for calcified lesions. *Cardiol Clin* 2012; 30: 93-102.
- [12]. Ebersberger U, Eilert D, Goldenberg R, Lev A, Spears JR, Rowe GW, et al. Fully automated derivation of coronary artery calcium scores and cardiovascular risk assessment from contrast medium-enhanced coronary CT angiography studies. *Eur Radiol* 2013; 23: 650-7.
- [13]. Erol B, Karçaaltıncaba M, Çay N, Hazırolan T, Aytemir K, Akata D. Effectiveness best R-R reconstruction interval determination software for the evaluation of dual-source coronary CT angiography examinations. *J Comput Assist Tomogr* 2011; 35: 229-34.
- [14]. Min JK, Leipsic J, Pencina MJ, Berman DS, Koo BK, van Mieghem C, et al. Diagnostic accuracy of fractional flow reserve from anatomic CT angiography. *JAMA* 2012; 308: 1237-45.
- [15]. George RT, Mehra VC, Saraste A, Knuuti J. Myocardial perfusion by CT versus hybrid imaging. *Cardiol Clin* 2012; 30: 135-46.
- [16]. Achenbach S, Schuhbäck A, Min JK, Leipsic J. Determination of the aortic annulus plane in CT imaging—a step-by-step approach. *JACC Cardiovasc Imaging* 2013; 6: 275-8.
- [17]. Achenbach S, Delgado V, Hausleiter J, Schoenhagen P, Min JK, Leipsic JA. SCCT expert consensus document on computed tomography imaging before transcatheter aortic valve implantation (TAVI)/transcatheter aortic valve replacement (TAVR). *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2012; 6: 366-80.
- [18]. Cheezum MK, Hulten EA, Fischer C, Smith RM, Slim AM, Villines TC. Prognostic value of coronary CT angiography. *Cardiol Clin* 2012; 30: 77-91.
- [19]. Min JK, Dunning A, Lin FY, Achenbach S, Al-Mallah M, Budoff MJ, et al. Age- and sex-related differences in all-cause mortality risk based on coronary computed tomography angiography findings results from the International Multicenter CONFIRM (Coronary CT Angiography Evaluation for Clinical Outcomes: An International Multicenter Registry) of 23,854 patients without known coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 2011; 58: 849-60.
- [20]. Ostrom MP, Gopal A, Ahmadi N, Nasir K, Yang E, Kakadiaris I, et al. Mortality incidence and the severity of coronary atherosclerosis assessed by computed tomography angiography. *J Am Coll Cardiol* 2008; 52: 1335-43.
- [21]. Min JK, Lin FY, Dunning AM, Delago A, Egan J, Shaw LJ, et al. Incremental prognostic significance of left ventricular dysfunction to coronary artery disease detection by 64-detector row coronary computed tomographic angiography for the prediction of all-cause mortality: results from a two-centre study of 5330 patients. *Eur Heart J* 2010; 31: 1212-9.
- [22]. Hadamitzky M, Achenbach S, Al-Mallah M, Berman D, Budoff M, Cademartiri F, et al. Optimized Prognostic Score for Coronary Computed Tomographic Angiography: Results From the CONFIRM Registry (CORONARY CT Angiography Evaluation For Clinical Outcomes: An International Multicenter Registry). *J Am Coll Cardiol* 2013; 62: 468-76.
- [23]. Goldstein JA, Chinnaiyan KM, Abidov A, Achenbach S, Berman DS, Hayes SW, et al. The CT-STAT (Coronary Computed Tomographic Angiography for Systematic Triage of Acute Chest Pain Patients to Treatment) trial. *J Am Coll Cardiol* 2011; 58: 1414-22.
- [24]. Hoffmann U, Bamberg F, Chae CU, Nichols JH, Rogers IS, Seneviratne SK, et al. Coronary computed tomography angiography for early triage of patients with acute chest pain: the ROMICAT (Rule Out Myocardial Infarction using Computer Assisted Tomography) trial. *J Am Coll Cardiol* 2009; 53: 1642-50.
- [25]. Hoffmann U, Truong QA, Schoenfeld DA, Chou ET, Woodard PK, Nagurny JT, et al. Coronary CT angiography versus standard evaluation in acute chest pain. *N Engl J Med* 2012; 367: 299-308.
- [26]. Fujimoto S, Kondo T, Narula J. Evaluation of plaque morphology by coronary CT angiography. *Cardiol Clin* 2012; 30: 69-75.
- [27]. Pflederer T, Marwan M, Schepis T, Ropers D, Seltmann M, Muschiol G, et al. Characterization of culprit lesions in acute coronary syndromes using coronary dual-source CT angiography. *Atherosclerosis* 2010; 211: 437-44.
- [28]. Cho I, Shim J, Chang HJ, Sung JM, Hong Y, Shim H, et al. Prognostic value of multidetector coronary computed tomography angiography in relation to exercise electrocardiogram in patients with suspected coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 2012; 60: 2205-15.
- [29]. Garcia-Garcia HM, Schultz C, Duckers E, Regar E, Ligthart J, Serruys PW, et al. Five-year follow-up of the ABSORB bioresorbable everolimus-eluting vascular scaffold system: multimodality imaging assessment. *EuroIntervention* 2013; 8: 1126-7.
- [30]. Cheezum MK, Hulten EA, Smith RM, Taylor AJ, Kircher J, Surry L, et al. Changes in preventive medical therapies and CV risk factors after CT angiography. *JACC Cardiovasc Imaging* 2013; 6: 574-81.

Kardiyak Bilgisayarlı Tomografi'de G¼ncel Gelişmeler

Muşturay Karçaaltıncaba

Sayfa 1

Kateter anjiyografi koroner arter g¼r¼nt¼lemede referans y¼ntem olarak kabul edilmekle birlikte, kardiyak BT ¼zellikle osteal lezyonların, miyokardiyal k¼pr¼lerin, koroner arter ve kalp anomalilerinin, koroner fist¼llerin, aortik ve koroner arter diseksiyonlarının, koroner arter duvarındaki nonstenotik plakların ve koroner ven¼z sistemin g¼r¼nt¼lenmesinde tanısıl olarak daha değerlidir.

Sayfa 2

D¼ř¼k kilovolt kullanımı (80kV ve 100kV), prospektif elektrokardiyografi (EKG) tetikleme, y¼ksek pitchli (3.4 pitch) g¼r¼nt¼leme, tek kalp atımında g¼r¼nt¼leme, adaptif doz koruma (kolimat¼r kullanılarak g¼r¼nt¼lenmeyen alana radyasyon dozu verilmesi ¼nlenerek) ve iteratif rekonstr¼ksiyon y¼ntemleri (istatistiksel ve model bazlı y¼ntemler) radyasyon dozunun d¼ř¼r¼lmesinde etkin olmuştur.

Sayfa 2

Kardiyak BT'de iyi g¼r¼nt¼ elde etmedeki en ¼nemli teknik konulardan biri optimum rekonstr¼ksiyon aralığının belirlenmesidir. D¼ř¼k kalp hızlı (70 atım/sn altında) hastalarda diyastolde (genellikle %60-70) ve y¼ksek kalp hızlı hastalarda sistolde (genellikle %30-40) rekonstr¼ksiyon yapılması gerekmektedir. Ancak yeni yazılımlarla otomatik olarak bu aralıklar saptanabilmektedir.

Sayfa 2

Kardiyak BT'nin en ¼nemli avantajı koroner arter hastalığının ekarte edilmesindeki y¼ksek negatif ¼ng¼r¼ değeri olmuştur.

Sayfa 3

Plak i¼erięi ve akut koroner sendrom arasındaki ilişkiyi araştıran ¼alıřmalarda y¼ksek risk plakların; fokal noktasal kalsifikasyon i¼eren yumuşak plaklar, y¼ksek hacimli, pozitif remodeling g¼steren, d¼ř¼k aten¼asyonlu (30 HU'dan k¼¼¼k) plaklar, periferel kontrastlanma rimi olan plaklar olduğu g¼sterilmiřtir.

Kardiyak Bilgisayarlı Tomografi'de Güncel Gelişmeler

Muşturay Karçaaltıncaba

1. Aşağıdakilerden hangisi koroner BT anjiyografinin en önemli avantajıdır?
 - a. Koroner ateroskleroza ekarte etmedeki yüksek negatif öngörü değeri
 - b. Hızlı yapılabilmesi
 - c. Erken aterosklerozda tanısız olarak intravasküler ultrasonografiden daha değerli olması
 - d. Akut miyokardit tanısında kardiyak MRG'den daha değerli olması
2. Aşağıdakilerden hangisi radyasyon dozunu azaltmaz?
 - a. Pitch değerinin azaltılması
 - b. İteratif rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması
 - c. Düşük kilovolt kullanılması
 - d. Prospektif EKG tetikleme
3. Hangisi koroner BT anjiyografide akut koroner sendromlu hastalarda saptanan yüksek riskli plakların özelliklerinden değildir?
 - a. Yumuşak plaklar
 - b. Periferel kontrastlanma gösteren plak
 - c. Spot kalsifikasyon içeren yumuşak plak
 - d. Saf kalsifik plaklar
4. Bir saniyenin altında koroner arter görüntüleme yapılabilmesine aşağıdakilerden hangisi katkı sağlamamıştır?
 - a. Yüksek pitch görüntüleme
 - b. Prospektif EKG tetikleme
 - c. Düşük gantri rotasyon zamanı
 - d. Dual-enerji yöntemi
5. Hangisi kardiyak BT'nin yeni kullanım alanlarından değildir?
 - a. Kardiyak perfüzyon görüntüleme
 - b. Miyokardiyal canlılık görüntüleme
 - c. Dual-enerji perfüzyon yöntemi
 - d. Koroner arter plak görüntülemesi

Teknik, Protokoller, Araçlar

Ümmügülsüm Bayraktutan, Akın Levent

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Tetkik öncesi hazırlıklar
- Çekim tekniği
- Çekim parametreleri
- Kontrast enjeksiyonu
- Çekim zamanı
- Temporal rezolüsyon
- Kaynak görüntülerin elde edilmesi ve görüntü rekonstrüksiyonu
- Görüntü artefaktları
- Kaynaklar

Tetkik öncesi hazırlıklar

Hasta ile ilgili hazırlık

Kardiyak BT tetkikinin optimal kalitede olabilmesi için tetkik öncesinde hasta hazırlığının iyi yapılması gerekmektedir. Kusmayı engellemek için tetkikin 4 saat öncesinden katı gıdaların alımı kesilmelidir. Tetkikin 1 saat öncesine kadar da sıvı gıdaların alınmasını sağlamak kontrast enjeksiyonu öncesi hidrasyonun sağlanması açısından önemlidir. Tetkikin yapılacağı gün kalp ritmini etkileyebilecek kafein gibi uyarıcı maddelerden uzak durulmalıdır. Tetkik öncesinde mesanenin boşaltılması hasta kalp atım hızının etkilenmemesi bakımından önemlidir.

Hasta, önceki BT çekimleri, kardiyak girişimsel işlemler, baypas grefti veya stent varlığı yönüyle sorgulanmalıdır. Yine hastadan iyotlu kontrast maddeye allerjisinin olup olmadığı ve geçirdiği allerjik reaksiyonlar hakkında bilgi alınmalıdır. Allerji hikayesi olan hastaların

gerekiyorsa steroid ile premedikasyonu sağlanmalı ve tetkik esnasında gelişebilecek allerjik reaksiyon için kullanılacak malzemeler hazır bulundurulmalıdır. Steroid ile premedikasyon için işlemden 12 saat ve 2 saat önce 32 mg metilprednizolon kullanılabilir [1].

Olası allerjik reaksiyonlar için ise antiemetik (methoclopramide HCl 10 mg İV veya trimethoprim HCl 200 mg İM), antihistaminik (pheniramine melete 50 mg İV veya chlorphenoxamine 10 mg İV), H2 reseptör blokörü (ranitidine 50 mg İV), bronkodilatör, steroid, aminofilin, adrenalın, atropin gibi ilaçlar ve entübasyon malzemeleri de hazır bulundurulmalıdır [2].

Damar yolu açılması

Tetkik odasına alınmadan önce hastaya 18-20 Gauge branül ile antekübital venden damar yolu açılmalıdır. Damar yolunun hızlı ve güçlü kontrast enjeksiyonuna dayanıklı olması gerekmektedir. Bu amaçla damar yolu el ile hızlı se-

rum fizyolojik enjeksiyonu yapılarak kontrol edilmelidir. Damar dışına çıkma ve enjeksiyon yerinde ağrı olmamalıdır. Subklavyen venin sıkışmasını engellemek için kol, hastanın başı üzerinde olmamalı, hastanın önünde vertikal pozisyonda rahat edeceği şekilde bırakılmalıdır.

Hasta monitörizasyonu

Elektrokardiyografi (EKG) elektrotlarının yerleştirileceği bölgede alkol ile cilt temizliği yapılmalı, elektrotlar kas artefaktlarının önlenmesi için kemik çıkıntılar üzerine yerleştirilmelidir. Elektrokardiyografide dalgaların bir-biriyle çakışmasını engellemek ve artefaktsız grafik elde etmek için sağ ayak bileği medial yüzüne toprak elektrodu bağlanmalıdır.

Çekim masasındaki hazırlıklar

Hastanın rahatlamasını sağlamak ve kalp hızı gibi anksiyete ile ilişkili semptomları azaltmak için hastaya çekim hakkında bilgi verilmelidir. Hastaya, kontrast madde enjeksiyonu nedeniyle uygulanan kol tarafından başlayıp vücuduna yayılan bir sıcaklık hissinin olabileceği ve endişelenmemesi gerektiği ifade edilir. Çekim tekniği ve elde edilebilecek klinik bilgilerin önemi hakkında kısa ve anlaşılır bir açıklama yapılmalıdır. Çekim boyunca hareketsiz kalmanın tetkik kalitesini arttıracığı önemle vurgulanmalıdır.

Kardiyak BT için düzenli sinüs ritmi istenen bir durumdur. Kardiyak hareket, en az ventriküllerin pasif olarak dolduğu diyastol esnasında olmaktadır. Diyastol süresi ise, kalp hızına ve sistolde harcanan süreye bağlıdır. Kalp hızı dakikada 70 atımın altında olduğunda diyastolde geçen süre daha uzun olur [3]. Kalp hızı arttıkça sistol süresi uzar ve diyastol süresi kısalır [3]. Kardiyak BT için ideal kalp hızı düzenli sinüs bradikardisi şeklinde 50-60 atım/dakika aralığında olmalıdır [1].

Kalp hızı dakikada 65-70 atımdan yüksek ise β -adrenerjik reseptör blokleri tetkikten bir saat önce oral yolla verilmelidir (50 mg Metoprolol) ya da taramadan hemen önce intravenöz (İV) yolla uygulanmalıdır. Kalp hızı, dakikada 70 atımın altına ininceye kadar 5 dakika aralıklar ile tansiyon ve nabız takibi ile İV yoldan Metoprolol tartrate (BelocTM ampul 5 mg/mL)

(en fazla 25 mg) yarı yarıya izotonik ile sulandırılarak bir kardiyoloji uzmanı gözetiminde uygulanmalıdır [4].

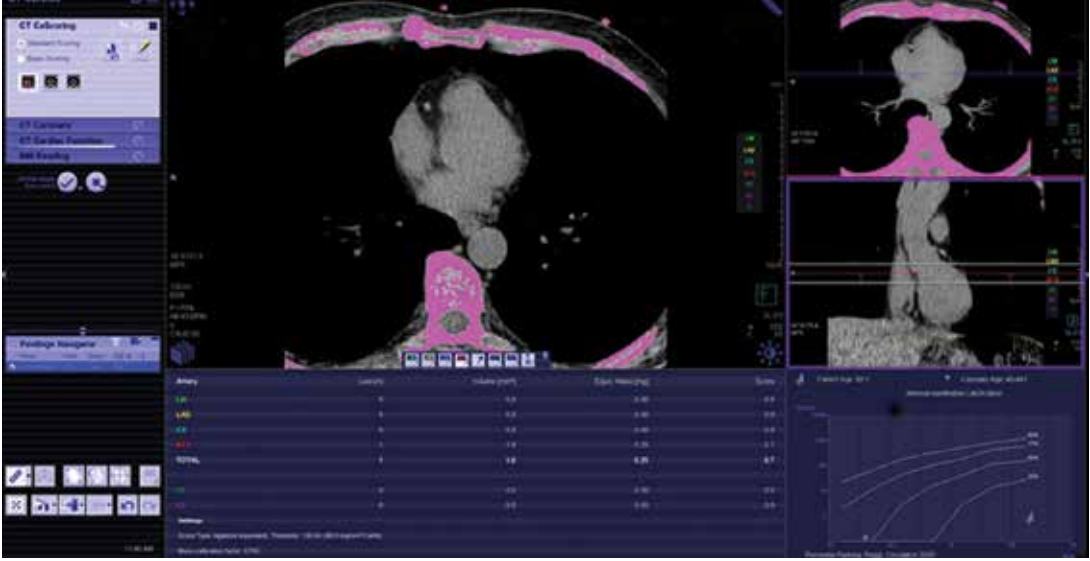
Beta blokerlerin bradikardi, hipotansiyon, kardiyak output azalması, bronkospazm, pulmoner ödem ve hipoglisemi gibi istenmeyen etkileri vardır. Beta blokerlerin aşırı doz tedavisi hastanede yapılmalı ve uzman görüşü alınmalıdır. Hava yolunun temiz ve açık tutulması aynı zamanda yeterli ventilasyon sağlanması büyük önem taşır. Bradikardi ve hipotansiyon tedavisi için İV atropin enjeksiyonu (erişkinler için 3 mg, çocuklar için 40 μ g/kg) gereklidir. Atropine yanıt vermeyen kardiyojenik şokta %5'lik glukoz içerisinde İV enjeksiyonla 50-150 μ g/kg glukagon uygulanabilir. Buna da yanıt alınmaz ise, glukagon tekrarı gerekir. Glukagon bulunmadığı durumlarda, seçenek olarak İV İsoiprenalin ya da İV Prenalterol verilebilir. Medikal tedaviye cevap yoksa kardiyopulmoner resüsitasyon yapılmalıdır. Eğer, kardiyak BT çekimine bir kardiyolog eşlik edemeyecekse, hastanın beta-bloker alıp alamayacağı daha önceden değerlendirilerek radyoloğa yazılı olarak bildirilmelidir.

Nabız düşürmek için beta-blokerlerin kontrendike olduğu astım, atriyoventriküler blok, kalp yetmezliği, diyabet ve Raynaud sendromu gibi durumlarda kalsiyum kanal blokerleri kullanılabilir [3].

Çekim masasındaki son aşamada koroner arterleri genişletmek amacıyla nitrogliserin (0,4 mg) verilebilir [5]. Klinik uygulamalarda, dil altı 2 puf sprey ya da nitrogliserin tablet (İsordil 5 mg tbTM) kullanılır. Nitrogliserin, tetkikten 1-2 dakika önce dil altına uygulanır. Nitratların bazen refleks taşikardiye yol açarak nabız arttırabileceği unutulmamalıdır. Nitrogliserin kullanımı kalp atım hızını 3-5 atım/dakika arttırabilmektedir.

Tetkik sonrası yapılması gerekenler

Hastanın genel durumu kontrol edildikten sonra damar yolu çıkarılır. Kullanılan nitrogliserin spreye bağlı baş ağrısının olabileceği, gerekirse ağrı kesici alabileceği, beta-blokere bağlı dikkat dağınıklığının olabileceği ve bu nedenle 2 saat süre ile araba kullanmak gibi özel dikkat gerektiren işlerden uzak durması gerek-



Resim 1. Kontrastlı çekim öncesi koroner arterlerin kalsiyum yükü hesaplanarak toplam kalsiyum yükü belirlenir.

tiği, kontrast maddenin vücuttan kısa sürede atılması için 1,5-2 litre kadar su içmesi gerektiği, çekim esnasında radyasyona maruziyet söz konusu olduğu için duş almasının faydalı olacağı söylenmelidir.

Çekim tekniği

Hasta pozisyonu

Hastanın cihaz içindeki pozisyonu önemlidir. Hastanın merkeze yerleşmediği durumlarda suboptimal temporal çözünürlüğe sahip görüntüler elde edilir. Kalp gantrinin rotasyon merkezine yakın yerleşirse, temporal çözünürlük ortalama bir değerde sabit olarak kalır.

Kalbin pozisyonunu belirlemek için önce frontal ve lateral ön görüntüler alınır. Çekim karinadan kalp bazaline kadar kraniokaudal yönde gerçekleştirilir. Eğer bay-pas greftleri veya internal mammarian arterler de değerlendirilecekse üst sınır arkus aorta olmalıdır. Gastroepiploik arter bay-pas grefti varlığında, bu greftin orijinini görebilmek için çekim mesafesi abdomen içine uzatılabilir.

Kalsiyum skorlama

Kırk yaş üstü ve aterosklerotik koroner arter hastalığı için risk faktörü bulunan hastalardaki kalsiyum yükü hesaplanmasında, kontrastlı

çekim öncesi düşük doz kontrastsız kalsiyum skorlama çalışması yapılır (Resim 1). Kalsiyum yükü 1000'in üzerinde bulunursa, hasta doğrudan kardiyak kateterizasyona yönlendirilir. Kalsiyum skorlama esnasında, kardiyak BT çalışmasındaki çekim alanının üst ve alt sınırları belirlenebilir. Bu çekim esnasında yine kalp hızı paterni de değerlendirilebilir.

Çekim parametreleri

Tüp akımı (mA), oluşturulan röntgen fotonlarının sayısını, tüpe uygulanan voltaj (kV) ise röntgen fotonlarının pik enerjisini belirler. Genel olarak, çoğu kardiyak BT görüntülemesi 120 kV ile gerçekleştirilir. Efektif enerji yaklaşık olarak bu değer yarısıdır. Ağır hastalarda veya yoğun kalsifiye ya da stentli hastalarda pik kilovoltaj 140'a çıkarılabilir. Yüksek kilovoltaj yüksek radyografik penetrasyon sağlayacak, kalsiyum ve stentlerden kaynaklanan artefaktları azaltacaktır. Böylece dedektörlere ulaşan ışınlarda artış olacak ve gürültü azalacaktır. Ancak, hasta dozunun kV ile ilişkili olarak katlanarak artacağı da hatırla tutulmalıdır. Gürültü, yüksek mA ve kV ile azaltılabilir. Yüksek değerler obez hastalarda kullanılabilir. Ancak görüntü kalitesindeki bu artış radyasyon dozunu da arttıracaktır [1].

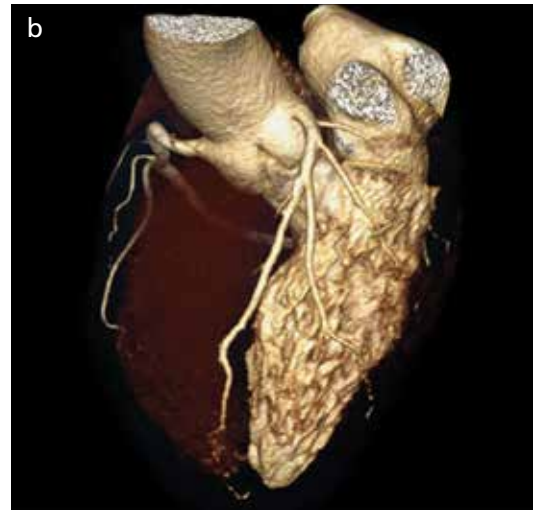
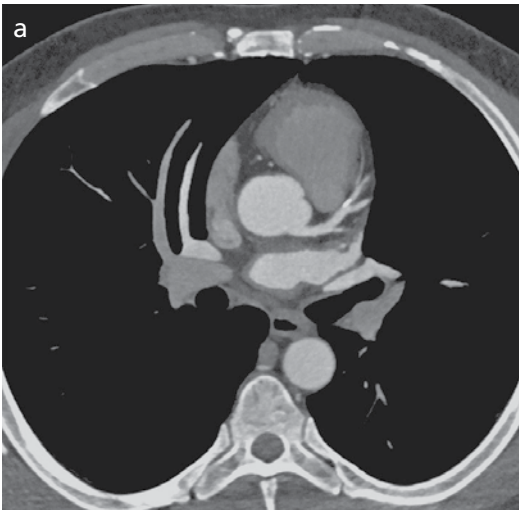
Çok kesitli BT cihazlarında gantri rotasyon hızı, tek kesit spiral BT'ye oranla daha yüksektir. Ayrıca, her bir gantri rotasyonunda elde edilen kesit sayısının fazla olması, çok kesitli BT ve spiral BT arasındaki hız farkını iyice belirgin hale getirir. **Çok kesitli BT'de gantrinin her bir tam rotasyonundaki masa hareketinin dedektör kalınlığına bölümü dedektör pitch olarak adlandırılır.** Belirli bir ekspozur süresi, eşit pitch ve kolimasyon değerleri için çok kesitli BT cihazları spiral BT'ye göre daha uzun bir bölgeyi tarayabilir. Oysa aynı uzunluktaki bir bölgeyi spiral BT ile görüntülemek için pitch arttırılmalıdır. Bu şekilde pitch'in arttırılması spiralin yelpaze gibi açılmasına ve artan efektif kesit kalınlığı ya da gürültü nedeniyle görüntü kalitesinin bozulmasına yol açar. Eğer aynı pitch değeriyle çalışılarak, aynı uzunluktaki bir bölge spiral BT ile taramak istenirse bu kez de kesit kalınlığı arttırılmalıdır. Kesit kalınlığı ve pitch sabit tutulmak istenirse spiral BT ile tarama süresi çok artar. **Pitch, çok kesitli BT çekiminden önce seçilen bir parametredir ve kalp hızıyla orantılı olarak değişir. Kalp hızı arttıkça pitch artar. Yeni geliştirilen cihazlarda kalp hızındaki değişkenlikler belirlenerek otomatik olarak pitch uyumu sağlanmaktadır.**

On altı dedektörlü bir cihazla yapılan kardiyak BT'de 0,625 kolimasyon, çekim süresi 30

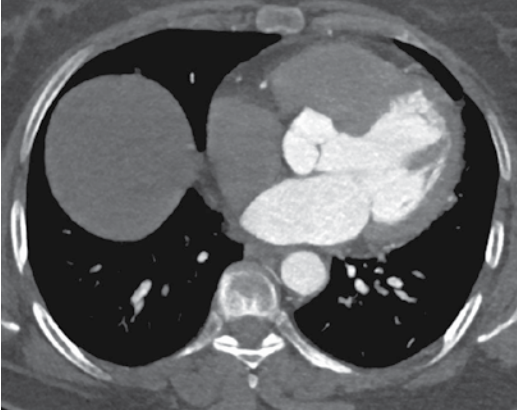
sn'nin üzerindeyse 1,25 mm kolimasyon, 400-600 milisaniye (msn) rotasyon, 0,275:1-0,3:1 pitch, karinadan kalp apeksine kadar tarama, X-ışını tüpünde 120 kV ve 340-400 mAs, 25 cm field of view (FOV) ve retrospektif gating kullanılan parametrelerdir [6].

Kontrast enjeksiyonu

Kardiyak BT'de kontrast enjeksiyonunun amacı, tetkik süresince devamlı ve yüksek dereceli arteryel kontrastlanmayı (sol kalp ve koroner arterlerde) (>300 HU) sağlamaktır (Resim 2). Çekim boyunca homojen vasküler kontrastlanma elde etmek için, çift başlı otomatik enjektör kullanarak 18-20 Gauge iğne ile antekübital venden 80-120 mL non-iyonik kontrast madde 3-5 mL/sn hızla verilmelidir. Kontrast madde volümü ve oranı çekim süresine bağlıdır. Genel bir kural olarak kontrast enjeksiyon zamanı çekim süresinden yaklaşık 3 sn daha uzundur. Klinik uygulamalarda, 16 dedektörlü bir sistemde çekim süresi 20-25 sn'dir ve 90 kg'ın altındaki hastalara otomatik enjektör ile 90 mL non-iyonik kontrast madde 4,5 mL/sn hızla verildikten sonra 40 cc NaCl 2,5 mL/sn hızla uygulanarak çekim yapılmalıdır. Baypas'lı hastalarda ise çekim mesafesi arttığı için 110 mL kontrast madde kullanılmalıdır. Altmış



Resim 2. a,b. Kardiyak BT'de uygulanan kontrast madde tetkik süresince devamlı ve yüksek dereceli arteryel kontrastlanmayı (sol kalp ve koroner arterlerde) gösterebilmeli ve duvardaki kalsifiye plakları gizlememelidir. Aksiyel MIP görüntü (a) ve 3 boyutlu volüm rendered görüntülerde (b) LAD orta segmentte kalsifik plak görülüyor.



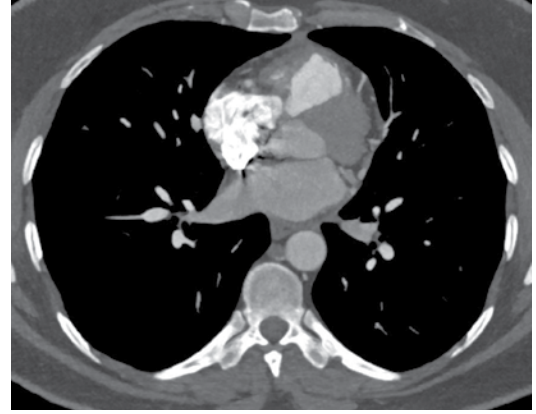
Resim 3. Kontrast madde ve ardından verilen serum fizyolojik sayesinde sağ ana koroner arter kontrast madde ile dolu iken sağ ventrikül faza bağlı olarak serum fizyolojik ile dolmuş görünümünü göstermektedir.

dört dedektörlü bir sistemde çekim süresi 10 sn ve kontrast enjeksiyon süresi 13 sn'dir. Yetmiş mL kontrast madde 5,5 mL/sn hızla verildikten sonra 40 mL NaCl 4 mL/sn hızla uygulanabilir. İki yüz elli altı dedektörlü bir sistemde ise 5-6 dakika çekim süresi ve 8-9 sn kontrast enjeksiyon süresi söz konusudur. Bu durumda da 50 mL kontrast madde 5,5 mL/sn hızla verildikten sonra 40 mL NaCl 4 mL/sn hızla uygulanabilir [1]. **Kontrast maddenin hemen ardından verilen serum fizyolojik sayesinde görüntüleme sırasında sağ ana koroner arter kontrast madde ile dolu iken, sağ ventrikül faza bağlı olarak serum fizyolojik ile dolmuş gösterecektir (Resim 3). Bu durum vena kava süperior ve sağ atriyumdaki daha yoğun kontrast madde nedeniyle ortaya çıkabilen çizgilenme (streak) artefaktlarının oluşumunu önler (Resim 4).**

Kalp içindeki kontrast seviyesinin platosu enjeksiyon oranı ve kullanılan iyot konsantrasyonuna bağlıdır. Arteriyel kontrastlanmayı arttırmak için kontrast enjeksiyon oranı ya da kontrast maddedeki iyot konsantrasyonunu arttırmak gerekir. Avrupa'daki çalışmalarda 400 mg/mL konsantrasyon ile daha iyi arteriyel kontrastlanma sağlandığı gösterilmiştir.

Çekim zamanı

Tanısal kalitede kardiyak BT için, kontrastın koroner arterlerde pik yaptığı süreçte çekim



Resim 4. Vena kava süperior ve sağ atriyumda bulunan daha yoğun kontrast madde nedeniyle çizgilenme (streak) artefaktlarının oluştuğu görülüyor.

yapılmalıdır. Kontrastın koldan sağ kalbe geçişi genellikle 5-10 sn'de, sağ kalpten sola geçişi de genellikle 4-6 sn'de gerçekleşir. Pulmoner hipertansiyonu olan ya da sol kalp yetmezliği bulunan hastalarda kalpte sağdan sola geçiş süresinin uzayabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Kardiyak BT'de iyi bir teknikle sol ventrikül ve koroner arterlerde yüksek kontrastlanma, sağ ventrikül ve pulmoner arterlerde düşük dansite sağlanmalıdır. Yine koroner arterlerde yüksek kontrastlanma sağlanırken koroner venler kontrast madde ile dolmuş göstermemiş olmalıdır.

Kardiyak BT'de kontrast madde enjeksiyonu zamanlamasının belirlenmesinde 3 teknik vardır: Sabit gecikme tekniği, test-bolus tekniği, bolus-izleme tekniğidir.

Sabit gecikme tekniğinde, görüntüleme kontrast madde enjeksiyonu sonlandırıldığında serum fizyolojik enjeksiyonu ile eşzamanlı olarak başlar. Bu gecikme yaklaşık olarak 25 sn'dir [7]. Doksan mL noniyonik kontrast madde 4,5 mL/sn hızla ve bolus tarzında verilmesini takiben 40 cc NaCl 2,5 mL/sn hızla verildikten sonra görüntüleme kontrast madde enjeksiyonunun başlangıcından 17-19 sn sonra başlatıldığında başarılı sonuçlar elde edilir.

Test-bolus tekniğinde ise, çıkan aortada sabit bir seviyeden kesit alınırken az miktarda kontrast madde verilerek görüntüleme yapılır. Böylece kontrast dansitesinin artış ve azalış eğrisi

ortaya çıkar. Bu test dozu enjeksiyonunun, esas kontrast volümünün davranışını göstereceği varsayılarak egrideki pik dansite değerinden çekimin başlama zamanı belirlenir [7].

Bolus-izleme tekniğinde ise, çıkan aortadaki kontrastlanma koroner arterlere giden kontrastı göstereceği için çıkan aortaya ‘ilgi alanı (region of interest) (ROI)’ yerleştirilir ve görüntüleme, kontrast madde önceden belirlenen eşik Hounsfield ünitesine ulaştığında başlar [7].

Temporal rezolüsyon

Kardiyak BT görüntülemeindeki güçlükler kalp ve solunum hareketleri ile koroner damarların küçük çaplı olmasıdır. Bu zorlukların aşılabilmesi için cihazın temporal (zamansal) ve uzaysal çözünürlüğünün yüksek olması ve EKG tetikleme gerekir [8]. **Kalp siklusunun tüm fazlarında hareketsiz görüntüler alabilmek için temporal çözünürlük (görüntü rekonstrüksiyonu için gerekli veriyi toplama süresi) 50 ms civarında olmalıdır [8].** Günümüzde kullanılan çok kesitli BT sistemlerinde temporal rezolüsyon, gantri rotasyon zamanı (330-500 msn), EKG senkronizasyon algoritması, rekonstrüksiyon algoritması ve “pitch” faktörüne bağlı olarak değişmektedir. Ancak genel olarak tek tüplü sistemlerde gantri rotasyon zamanının yarısı (165-250 msn), çift tüplü sistemlerde ise rotasyon zamanının çeyreği (83 msn) kadardır [8]. Kateter anjiyografide ise bu değer 1-10 msn arasındadır. Bu nedenle, EKG tetiklemeli kardiyak BT’de görüntüler kalp hareketinin en az olduğu diyastol fazında alınır. **İyi kalitede koroner arter görüntüsü alabilmek için temporal rezolüsyon, 70 atım/ dakikanın altındaki kalp hızlarında en az 250 msn, 100 atım/ dakikanın üzerindeki kalp hızlarında ise 150 msn düzeyinde olmalıdır [8, 9].**

Koroner arterler, küçük çaplı (2-4 mm) damarlar olduğundan gösterilebilmesi için uzaysal rezolüsyonun yüksek olması gerekir. Çok kesitli BT’de uzaysal çözünürlüğü etkileyen faktörler dedektör boyutu (0,5-0,625 mm), rekonstrüksiyon aralığı (genellikle kesit kalınlığının yarısı) ve hasta hareketidir. Günümüzde kullanılan 16-kesitli sistemlerde uzaysal çözü-

nürlük 0,5x0,5x0,6 mm ve 64-kesitli sistemlerde 0,4x0,4x0,4 mm dolayında iken kateter anjiyografide bu değer 0,2x0,2 mm’dir [10].

Kaynak görüntülerin elde edilmesi ve görüntü rekonstrüksiyonu

Aksiyel kaynak görüntüler, kalp hareketinin en az olduğu diyastolde rekonstrükte edilir. Kalp döngüsünün hangi fazında olduğu eş zamanlı olarak kaydedilen bir EKG trasesi ile anlaşılabilir. Bu iki şekilde yapılabilmektedir: Prospektif EKG tetiklemeli ve retrospektif EKG kapılı görüntüleme. Retrospektif EKG kapılı görüntüleme, görüntüleme sırasında eş zamanlı bir EKG trasesi elde edilmektedir. Daha sonra bu traseye göre R dalgasından sonra belli bir süre zarfında (diyastolde) elde edilen görüntüler, rekonstrüksiyon için toplanır. Prospektif EKG tetiklemeli yöntemde, tetikleme sinyali hastanın eş zamanlı olarak elde edilen EKG trasesine bağlıdır ve bir R dalgasından belli bir süre sonra genellikle diyastolde taramaya başlanır. Prospektif EKG tetiklemeli yöntemde diyastolde belirlenen tarama dilimi dışında X ışını verilmez. Böylece hasta dozu retrospektif EKG kapılı görüntülemeye oranla daha düşük olur. Kardiyak BT’de %40 ve %80 arasında %10’luk artışlarla yapılan rekonstrüksiyonların uygun olduğu tespit edilmiştir [7]. Kopp. ve ark. [5] sağ koroner arterin en iyi erken diyastolde R-R intervalinin %40’lık bölümünde, sirkumfleks arterin döngünün ortasında ve sol anterior desendan arterin R-R intervalinin %60-70’lik bölümünde görüntülendiğini bildirmişlerdir. İzovolümetrik gevşeme periyodu kalbin en hareketsiz dönemlerinden biridir ve EKG trasesinde T dalgasının son kısmına karşılık gelmektedir. Kantarcı ve ark.[11] yaptığı çalışmada, %40-90 arasında R-R intervalinin her %10’luk parçasında segmenter rekonstrüksiyonlar elde edilerek, bu rekonstrüksiyonların en iyisi ile izovolümetrik gevşeme periyoduna karşılık gelen rekonstrüksiyon penceresindeki görüntüler basamak artefaktı yönünden karşılaştırılmış ve sonuçta izovolümetrik gevşeme döneminde elde edilen görüntülerin, görüntü kalitesi bakımından çok

sayıdaki rekonstrüksiyonların en iyisine yakın olduğu bulunmuştur.

Koroner arterlerin değerlendirilmesinde 2 ya da 3 boyutlu postprocessing işlemleri kullanılır [12]. Multiplanar rekonstrüksiyonlar, curved multiplanar rekonstrüksiyonlar, maksimum intensite projeksiyonu (MIP) ve 3 boyutlu görüntüler kullanılabilir.

Görüntü artefaktları

Kardiyak BT’de görüntüyü etkileyen artefaktlar şunlardır:

1. Kalp, akciğer ya da diğer vücut hareketleri ile ortaya çıkan hareket artefaktları. Kalp hareketi, kalp kenarlarında ya da damarda basamak artefaktına neden olur. Artefaktlı kesitlerin belirlenerek buna karşılık gelen EKG trasesinin silinmesi önerilmektedir [7].
2. Metalik implantlar, ciddi kalsifikasyonlar ve pulmoner arterlerdeki hava kabarcıkları tarafından oluşturulan ışın şiddetlendirici etkiler. Bu durumda aksiyel kaynak görüntülerin tekrar gözden geçirilmesi faydalı olabilir.
3. Kontrast madde ile dolu komşu yapılar ve damarların neden olduğu yapısal artefaktlar. Sağ kalpteki kontrastın ışın güçlendirici artefaktını önleyebilmek için kontrast madde uygulamasından sonra serum fizyolojik enjeksiyonu ya da taramaya geç başlanması faydalı olur.
4. Teknik hatalar ve sınırlılıklardan dolayı ortaya çıkan artefaktlar.

Kaynaklar

- [1]. Halpern EJ. Clinical Cardiac CT: Anatomy and Function. 2nd ed. New York: Thieme, 2011.

- [2]. Kaya T, Adapınar B, Özkan R. Temel Radyoloji Tekniği. Güneş& Nobel, 1996.
- [3]. Boudoulas H, Rittgers SE, Lewis RP, Leier CV, Weissler AM. Changes in diastolic time with various pharmacologic agents: implication for myocardial perfusion. *Circulation* 1979; 60: 164-9.
- [4]. Kantarcı M, Duran C, Durur I, Ulusoy L, Gülbaran M, Önbaş Ö. Koroner arterlerin değerlendirilmesinde multidetektör BT Anjiyografi: Teknik, anatomi ve varyasyonlar. *Bilgisayarlı Tomografi Bülteni* 2004; 8: 90-8.
- [5]. Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, Baumbach A, Georg C, Kuzo R, et al. Non-invasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography. Results in 102 patients. *Eur Heart J* 2002; 23: 1714-25.
- [6]. Okur A, Kantarcı M. MDBT Koroner Anjiyografi. İstanbul: Aktif Yayınevi; 2006.p.31.
- [7]. Lawler LP, Pannu HK, Fishman EK. MDCT evaluation of the coronary arteries, 2004: how we do it--data acquisition, postprocessing, display, and interpretation. *AJR Am J Roentgenol* 2005; 184: 1402-12.
- [8]. Mahesh M, Cody DD. Physics of cardiac imaging with multiplerow detector CT. *Radiographics* 2007; 27: 1495-509.
- [9]. Chartrand-Lefebvre C, Cadrin-Chênevert A, Bordeleau E, Ugolini P, Ouellet R, Sablayrolles JL, et al. Coronary computed tomography angiography: overview of technical aspects, current concepts, and perspectives. *Can Assoc Radiol J* 2007; 58: 92-108.
- [10]. Pannu HK, Flohr TG, Corl FM, Fishman EK. Current concepts in multi-detector row CT evaluation of the coronary arteries: principles, techniques, and anatomy. *Radiographics* 2003; 23: 111-25.
- [11]. Kantarcı M, Ceviz N, Durur I, Bayraktutan U, Karaman A, Alper F, et al. Effect of the reconstruction window obtained at the isovolumic relaxation period on the image quality in electrocardiographic-gated 16-multidetector-row computed tomography coronary angiography studies. *J Comput Assist Tomogr* 2006; 30: 258-61.
- [12]. Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U, Kachelriess M, Ropers D, Giesler T, et al. Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation* 2000; 102: 2823-8.

Teknik, Protokoller, Araçlar

Ümmügülsüm Bayraktutan, Akın Levent

Sayfa 10

Çok kesitli BT’de gantrinin herbir tam rotasyonundaki masa hareketinin dedektör kalınlığına bölümü dedektör pitch olarak adlandırılır.

Sayfa 10

Pitch, çok kesitli BT çekiminden önce seçilen bir parametredir ve kalp hızıyla orantılı olarak değişir. Kalp hızı arttıkça pitch artar. Yeni geliştirilen cihazlarda kalp hızındaki değişkenlikler belirlenerek otomatik olarak pitch uyumu sağlanmaktadır.

Sayfa 11

Kontrast maddenin hemen ardından verilen serum fizyolojik sayesinde görüntüleme sırasında sağ ana koroner arter kontrast madde ile dolu iken, sağ ventrikül faza bağlı olarak serum fizyolojik ile dolum gösterecektir. Bu durum vena kava superior ve sağ atriyumdaki daha yoğun kontrast madde nedeniyle ortaya çıkabilen çizgilenme (streak) artefaktlarının oluşumunu önler.

Sayfa 12

Kalp siklusunun tüm fazlarında hareketsiz görüntüler alabilmek için temporal çözünürlük (görüntü rekonstrüksiyonu için gerekli veriyi toplama süresi) 50 ms civarında olmalıdır. Günümüzde kullanılan çok kesitli BT sistemlerinde temporal rezolüsyon, gantri rotasyon zamanı (330-500 msn), EKG senkronizasyon algoritması, rekonstrüksiyon algoritması ve “pitch” faktörüne bağlı olarak değişmektedir.

Sayfa 12

İyi kalitede koroner arter görüntüsü alabilmek için temporal rezolüsyon, 70 atım/ dakikanın altındaki kalp hızlarında en az 250 msn, 100 atım/ dakikanın üzerindeki kalp hızlarında ise 150 msn düzeyinde olmalıdır.

Teknik, Protokoller, Araçlar

Ümmügülsüm Bayraktutan, Akın Levent

1. Beta blokerlerin yan etkisi olmayan hangisidir?
 - a. Bradikardi
 - b. Hipotansiyon
 - c. Kardiyak output azalması
 - d. Bronkodilatasyon
2. Kalsiyum skorlama çalışması ile ilgili hangisi yanlıştır?
 - a. Kırk yaş üstü ve aterosklerotik koroner arter hastalığı için risk faktörü bulunan hastalarda yapılır
 - b. Kalsiyum skorlama esnasında kardiyak BT çalışmasında çekim alanının üst ve alt sınırları belirlenebilir
 - c. Kontrastlı çekim öncesi yüksek doz kontrastsız kalsiyum skorlama çalışması yapılır
 - d. Çekim esnasında kalp hızı paterni değerlendirilebilir
3. Pitch ile ilgili olarak hangisi yanlıştır?
 - a. Çok kesitli BT’de gantrinin her bir tam rotasyonundaki masa hareketinin dedektör kalınlığına bölümü dedektör pitch olarak adlandırılır
 - b. Kalp hızı arttıkça pitch azalır
 - c. Pitch çok kesitli BT çekiminden önce seçilen bir parametredir ve kalp hızıyla orantılı olarak değişir
 - d. Yeni geliştirilen cihazlarda kalp hızındaki değişkenlikler belirlenerek otomatik olarak pitch uyumu sağlanmaktadır
4. Çok kesitli BT sistemlerinde temporal rezolüsyon hangisine bağlı değildir?
 - a. Dedektör boyutu
 - b. Gantri rotasyon zamanı
 - c. EKG senkronizasyon algoritması
 - d. “Pitch” faktörü
5. Işın güçlendirici artefaktına neden olmayan hangisidir?
 - a. Ciddi kalsifikasyonlar
 - b. Metalik implantlar
 - c. Kontrast madde ile dolu komşu yapılar
 - d. Vücut hareketi

Kardiyak Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografide (MDBT) Radyasyon Dozu

Mustafa Erdem Sağsöz¹, Fatih Alper²

ÖĞRENME HEDEFLERİ

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

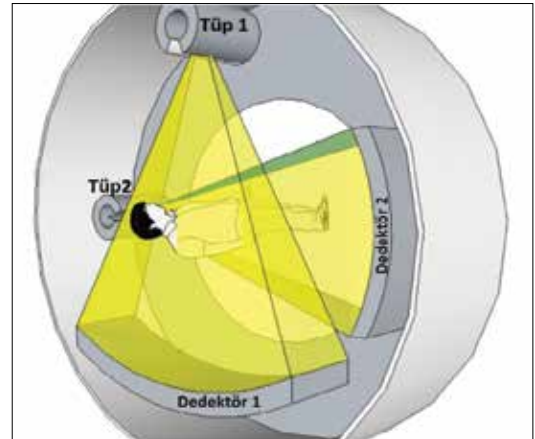
Gelişen dedektör teknolojisi ile dedektör sıra sayısının, tarayıcı dönüş hızının artırılması ve son yıllarda çift X-ışını tüpü kullanılan BT sistemleri (Şekil 1) sayesinde zamansal ve uzaysal çözünürlük artırılmış ve tetkik süresi kısaltılmıştır [12]. Bir çalışmada, BT'de radyasyon dozunun dar dedektör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

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

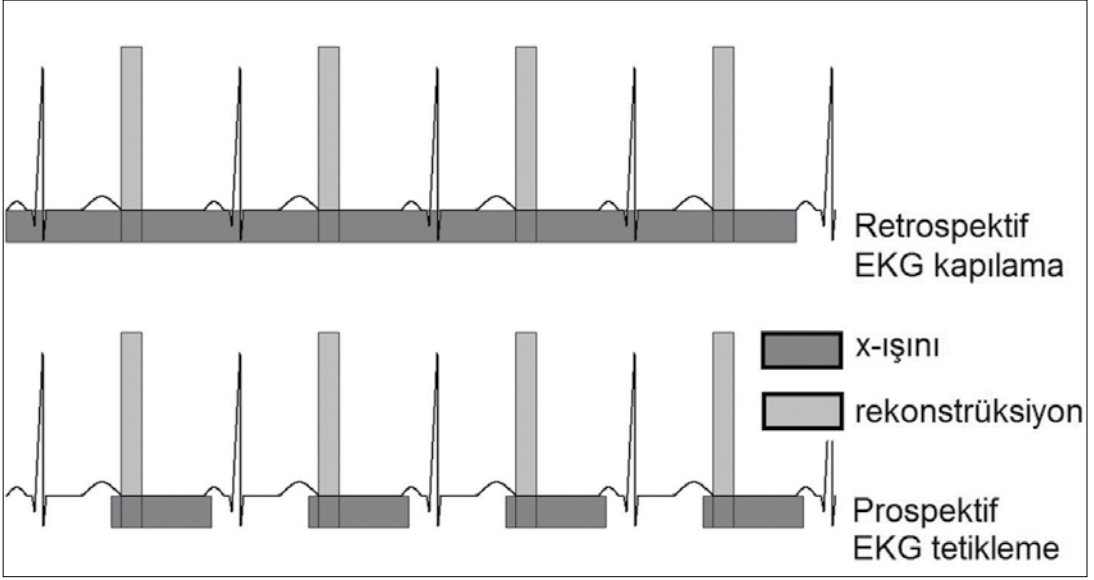
taşımaktadır. Bu zamanlamanın tespiti için görüntüleme ile eş zamanlı elektrokardiyografi (EKG) verileri alınmakta ve çekim sırasında solunum artefaktını gidermek üzere hastadan nefesini tutması istenmektedir. Elektrokardiyografi verileri ve rekonstrükte edilmemiş ham spiral tomografi verileri zamanlama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



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



Şekil 1. Çift kaynaklı BT sisteminin şematik gösterimi.



Şekil 2. Retrospektif EKG kapılmalı ve Prospektif EKG tetiklemeli MDBT rekonstrüksiyonlarının X-ışını maruziyeti açısından karşılaştırılması.

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

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

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

Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi radyasyon dozu ölçümünde temel kavramlar

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

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

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

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

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

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

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

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

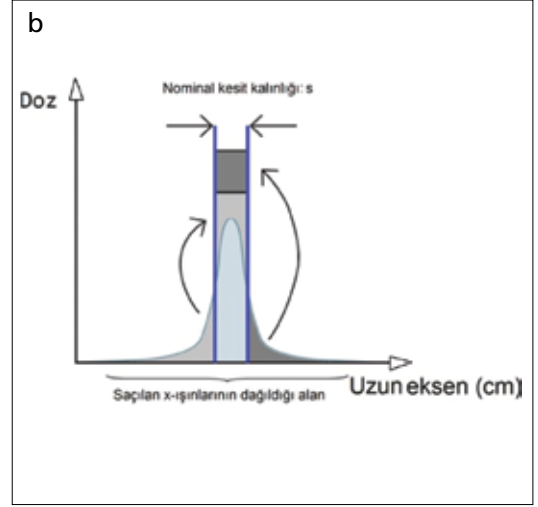
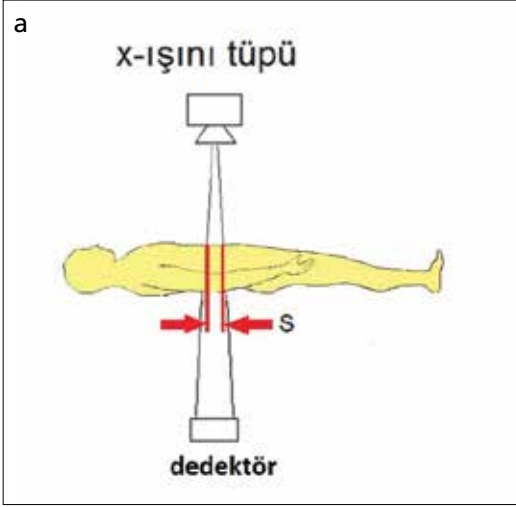
Tam bir BT taramasında toplam soğurulan dozu hesaplamak için, taranan aralık dikkate alınmalıdır. Doz-uzunluk çarpımı (Dose Length Product-DLP); CTDI_{vol} ile tarama uzunluğunun (L) çarpımıdır [18].

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

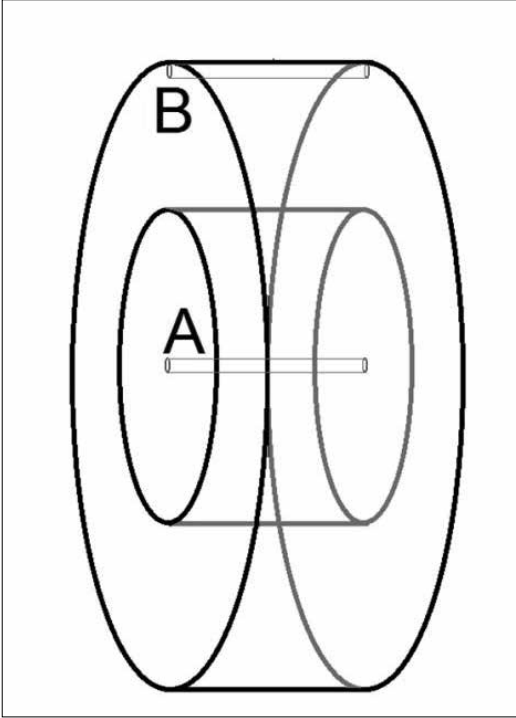
Doz uzunluk çarpımı; mGy•cm boyutundadır. Soğurulan doz, hastanın görüntülenen bölgesinin uzunluğu ile orantılıdır. Bir hastanın görüntülenen bölgesinin CTDI'yı belirlemek için kullanılan 32 cm çaplı akrilik fantomdan daha küçük olduğu durumda, gerçek soğurulan doz daha yüksek olacaktır. Hasta büyük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

Üreticilerin kullandıkları doz azaltma teknikleri

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



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



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

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

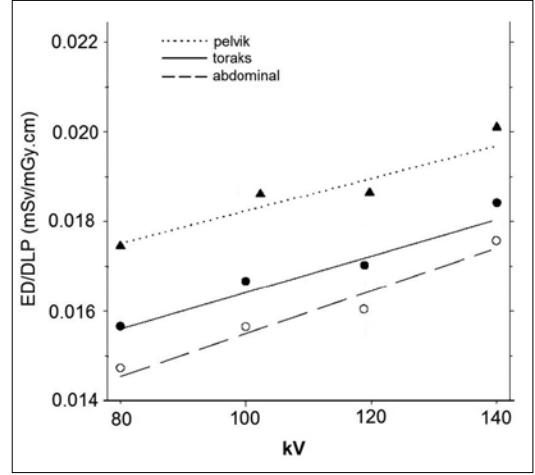
Başka bir üreticinin benzer iteratif, otomatik tüp anot-katot akım kontrolü teknikleriyle, 80 kV, 120 mA, 0,35 s gantry dönüş zamanı parametreleriyle 120 mm tarama aralığında gerçekleşen kardiyak MBDT uygulamalarında etkin dozu 0,4 mSv’e kadar düşürdüğü ifade edilmektedir. Buradaki doz dönüşüm faktörü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

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

Prospektif tetikleli ve retrospektif kapılamalı taramaların radyasyon dozu açısından karşılaştırılması

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

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



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

Dört ve 16- sıra dedektörlü BT

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

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

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

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

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

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

64-sıra dedektörlü BT

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

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

128, 256 ve 320-sıra dedektörlü BT

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

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

Sonuç

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

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

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

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

Kaynaklar

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

Kardiyak Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozu

Mustafa Erdem Sağsöz, Fatih Alper

Sayfa 16

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

Sayfa 17

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

Sayfa 17

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

Sayfa 18

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

Sayfa 19

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

Kardiyak Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozu

Mustafa Erdem Sağsöz, Fatih Alper

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

Koroner Kalsiyum Skorlama

Elif Ergun

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Koroner arter kalsifikasyonu ve koroner kalsiyumun epidemiyolojisi
- Koroner kalsiyumun görüntülenmesi: Teknik özellikler
- Asemptomatik hastada KAK skorlamanın kullanımı
- Semptomatik hastada KAK skorlamanın kullanımı
- Sonuç
- Kaynaklar

Endüstriyel ülkelerde ateroskleroza bağlı hastalıklar en önemli morbidite ve mortalite nedenidir [1]. Meme kanseri, kolon kanseri, serviks kanseri ve prostat kanseri için tarama yöntemleri mevcut olmakla birlikte, bütün kanserlerden daha fazla morbidite ve mortalite nedeni olan subklinik ateroskleroza tespit etmeye yönelik tarama yöntemleri yakın dönemde gündeme gelmiştir [2].

Koroner arter hastalığının (KAH) ilk bulgusu %50 hastada akut miyokart enfarktüsü (MI) veya ani kardiyak ölümdür [1]. Kardiyak olay riskini belirlemek için, kullanılan geleneksel risk belirleme yöntemleri Amerika Birleşik Devletleri'nde Framingham risk skorlaması (FRS) ve Avrupa'da Prospektif Kardiyovasküler Münster (PROCAM) çalışmasıdır [2]. Bu modellerin bazı kısıtlamaları mevcut olup, kardiyovasküler riski sadece %60-65 oranında tespit edebilmektedirler [3]. Dolayısıyla, geleneksel risk analiz yöntemleriyle önemli oranda

birey yanlış kategorize edilerek, kardiyak olaylar yönünden yüksek risk grubunda olmakla birlikte, gerekli önleyici tedavilerden faydalanamamaktadır. Her iki yöntem de popülasyon bazlı çalışmalardan elde edilen dataya göre risk analizi yapmakta, bireysel ateroskleroz yükünü doğru belirlemede yetersiz kalmaktadır.

Koroner arter hastalığı riski, takip eden 10 yıl içinde meydana gelebilecek herhangi bir ağır kardiyak atak riskini ifade eder ve KAH riski yönünden 3 kategori tanımlanmıştır [4]. Buna göre, 10 yıllık periyotta, yaşa spesifik koroner olay riski < %10 olan bireyler "düşük riskli" olarak kategorize edilir. On yıl içinde koroner olay geçirme riski %10-20 arasında olanlar "orta riskli" grupta, > %10 olan bireyler ise "yüksek riskli" grupta ele alınır. Yüksek riskli grupta, hayat tarzı değişiklikleri ve koroner olayı önlemeye yönelik, lipid düşürücü tedaviler, Aspirin, hipertansiyon kontrolü gibi ciddi farmakolojik önleyici yaklaşımlar uygulanırken,

düşük riskli grupta herhangi bir önleyici tedavi yapılmaz [4]. Orta riskli grup ise takipte en fazla soru işareti yaratan gruptur. Miyokart enfarktüsü olanların %75'inin bu grupta meydana geldiği göz önüne alındığında, geleneksel risk analiz yöntemlerinin orta riskli grubu doğru kategorize edemediği söylenebilir. Koroner olay riskini belirlemek için, ileri yöntemlerden en fazla fayda görecektir grup orta riskli gruptur. Risk analizini daha doğru yapabilmek ve bireyselleştirmek için, mevcut ateroskleroz yükünü direkt göstermeye yönelik testlere ihtiyaç duyulmaktadır. Koroner kalsiyum skorumla bu anlamda devreye girmektedir.

EĞİTİCİ NOKTA

Koroner arter kalsifikasyonu ve koroner kalsiyumun epidemiyolojisi

Mönckeberg'in kalsifik medial sklerozu koroner arterlerde izlenmez. Koroner arter kalsifikasyonu (KAK) ile ilişkili tek hastalık aterosklerozdur [5-7]. Dolayısıyla KAK aterosklerozun patognomonik bulgusudur [2]. Kalsifikasyon aterosklerotik plak gelişiminin herhangi bir evresinde izlenebilir. Küçük kalsifiye odaklar 10-20. dekada, hemen yağlı çizgilenmelerin oluşumunu takiben gelişmektedir [4]. Histolojik olarak hem stabil, hem de unstabil plakta bulunabildiği gösterilmiştir [8]. Koroner arter kalsifikasyonu kemiğin major inorganik bileşeni olan hidroksiapatit formunda kalsiyum fosfattır. Koroner arterlerde kalsifikasyon dejeneratif bir olay değildir, damar duvarındaki enflamasyon nedeniyle osteoblast benzeri hücrelerin migrasyonu sonucu sellüler kontrol altında gerçekleşen aktif bir olaydır. Kalsifiye plak, kemik iliği de dahil olmak üzere trabeküler kemiğin tüm elemanlarını içerir [7].

EĞİTİCİ NOKTA

İntravasküler Ultrason (IVUS) ve histopatolojik çalışmalar KAK düzeyi ile toplam aterosklerotik plak yükü arasında güçlü bir korelasyon olduğunu göstermektedir [8-10]. Rumberger ve ark. [9] yaptığı çalışmada EBT ile kantifiye edilen kalsiyumun histopatolojik total plak alanıyla lineer korelasyon gösterdiği ve korelasyon kat sayısının yüksek olduğu belirtilmiştir ($r=0,9$). Toplam kalsiyum alanı,

toplam aterosklerotik plak alanının %20'sini oluşturmaktadır [8]. Dolayısıyla, KAK düzeyinin belirlenmesi sadece kalsifik plak yükünün değil, mevcut aterosklerotik hastalığın yaygınlığının ve non-kalsifiye plak yükünün de bir ölçüsüdür. Çalışmalar EBT ile kantifiye edilen koroner kalsifikasyon düzeyinin lümenal daralma düzeyi ile non-lineer korelasyon gösterdiğini işaret etmektedir [8, 11]. Koroner arter kalsifikasyon alanı lümenal daralma düzeyiyle ilişkili olmakla birlikte, stenoz ciddiyetinin direkt kantifikasyonu amacıyla kullanılamaz. Hem tıkaçıcı olan (>%50 darlığa yol açan), hem de tıkaçıcı olmayan plaklarda kalsifikasyon olabileceği için KAK düzeyi tıkaçıcı koroner arter hastalığı varlığını belirleme anlamında spesifitesi düşük (yaklaşık %40) bir yöntemdir [12]. Bir başka deyişle, KAK varlığı ateroskleroz varlığı anlamına gelir, artan KAK düzeyleri total plak yükünün yüksek olduğunun ve yaygın hastalık varlığının bir göstergesidir, ancak tıkaçıcı KAH olduğu anlamına gelmez. Bununla birlikte, koroner arterlerde kalsiyum yokluğu (sıfır skor) \geq %50 darlığı dışlama anlamında %98-100 gibi oldukça yüksek negatif öngörü değerine sahiptir [8, 12].

Koroner kalsiyumun görüntülenmesi: Teknik özellikler

Koroner arterlerde kalsifikasyonu görüntülemeye yönelik olarak Elektron Beam Tomografi (EBT) veya Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi (ÇKBT) kullanılabilir.

Elektron Beam Tomografi, yaklaşık 20 yıl önce sadece kardiyak incelemelere yönelik olarak geliştirilmiş bir cihazdır. Ventrikül anatomisi, fonksiyonu ve miyokardiyal perfüzyon hakkında da bilgi verebilmekle birlikte, en iyi bilinen fonksiyonu KAK'ın tespiti ve kantifiye edilmesidir [4].

Bilgisayarlı tomografi teknolojisinde, son dekada meydana gelen gelişmeler ve ÇKBT sistemlerinin kullanıma girmesi, BT'nin koroner kalsiyumun tespiti ve kantifiye edilmesi için kullanımına imkan tanımış ve bu anlamda ÇKBT, EBT'nin yerini almıştır. Çok kesitli

bilgisayarlı tomografi sistemlerinde 2 temel çekim modu bulunmaktadır. Koroner arter kalsifikasyonu tespitinde aksiyel veya konvansiyonel mod kullanılır. Bu teknik EBT’de kullanılan tekniğin analogudur. Devamlı masa hareketi olmadan, şutla-dur yöntemi ile çekim yapılır. Kalbi en hareketsiz fazında, erken diyastolde görüntülemek esastır. Bu amaçla prospektif EKG gating yöntemi kullanılır. Elektrokardiyografi’de R dalgasına göre erken diyastolün zamanı belirlenir ve sadece bu dönemde şutlama yapılır. Prospektif gating kullanmanın amacı radyasyon maruziyetini azaltmaktır. İntravenöz (İV) kontrast madde enjeksiyonu yapılmadan, trakeal bifurkasyon düzeyinden kalp tabanına kadar olan inceleme alanına dahil edilir.

American Heart Association kılavuzlarında, KAK çalışmalarında kullanılan cihazın sahip olması gereken minimum teknik donanım şu şekilde ifade edilmiştir [4]:

1. EBBT veya ≥ 4 kesitli ÇKBT
2. Kardiyak gating
3. Radyasyon maruziyetini azaltmak için prospektif EKG gating
4. En fazla 500 milisaniye gantri rotasyon zamanı
5. Erken mid-diyastolde gating
6. Asemptomatik hastada dozu minimize etmek ve literatürde mevcut data ile paralel çalışmak için 2,5-3 mm kesit kalınlığı.

Koroner arter kalsifikasyon varlığı ve yaygınlığı belirlemede EBT ve ÇKBT’nin her ikisinin de performansının tatmin edici olduğu söylenmektedir [4]. Knez ve ark. [13] 99 semptomatik hastada ÇKBT ve EBT’nin diyagnostik doğruluğunu karşılaştırdıkları çalışmalarında her iki yöntemle elde edilen sonuçlar arasında yüksek düzeyde uyum tespit etmişlerdir. Bu çalışmada EBT ve ÇKBT ile hesaplanan KAK skorları arasında ortalama değişkenlik %17 bulunmuştur. Elektron Beam Tomografi’de alınan radyasyon dozu 0,9 mSv, ÇKBT’de ise 2,5-3 mSv’dir.

Koroner kalsiyumu kantifiye etmek için en yaygın kullanılan skorlama yöntemi Agatston skorlamasıdır [14]. Agatston skorlamasında ≥ 3 pikselde (en az 1 mm²) 130 HU’dan yüksek

dansite değerine sahip lezyon kalsifikasyon olarak tanımlanır. Kalsiyum alanı BT dansitesine göre belirlenen bir kat sayıyla çarpılır. Bu hesaplama her 3 mm’de bir yapılır. Agatston yöntemi 3 mm kesit kalınlığına göre tasarlanmış olduğu için, en doğru kullanımı bu kesit kalınlığında olmaktadır [4]. Koroner arter kalsifikasyonu skoru tek bir koroner arter için belirlenebileceği gibi, bunların toplamı ile tüm koroner arteriyal ağaca ait skor hesaplanabilir. Bu yöntemde, küçük kalsifik lezyonlarda parsiyel volüm etkisi nedeniyle hatalı ölçüm yapılabilmektedir. Çekim tekniğine bağlı olarak sonuçları değişkenlik gösteren, kesit kalınlığındaki minör değişikliklerden etkilenen bir yöntemdir [4]. Ancak ilk tanımlanan ve uzun yıllardır en yaygın kullanılan yöntem olduğu için mevcut literatürdeki datadan faydalanma adına halen sık tercih edilmektedir. Callister ve ark. [15] tarafından geliştirilen volüm skor, belli bir eşik HU değeri üzerindeki lezyonun volümünü hesaplar. Bu yöntem, teknikten daha az etkilenmekte olup, kesit kalınlığından nispeten bağımsız, tekrarlanabilirliği daha yüksek bir yöntemdir. Bir de son yıllarda tanımlanan mass (kütle) skoru mevcut olup, total mineral içeriğini çekim tekniği, kesit kalınlığı ve uzaysal çözünürlükten etkilenmeden tespit edebildiği söylenmektedir. Her üç yöntem arasında tekrarlanabilirliği en yüksek skorlama yöntemi, “mass skor” olarak bildirilmiştir [4].

Asemptomatik hastada KAK skorlamanın kullanımı

Akut MI nadiren tıkalıcı (≥ 50 % stenoz yapan) plak zemininde gelişir. Sebep sıklıkla MI’dan önce tıkalıcı olmayan, hafif-orta düzeyde daralma yapan, vulnerable plakta ince fibröz başlığın yırtılması ve plak rüptürü sonucu gelişen ani oklüzyondur [16]. Total plak yükü ne kadar fazla olursa hem stabil hem de unstabil plak bulunma olasılığı o oranda artacaktır [8]. Dolayısıyla, koroner olay riskinde belirleyici olan stenoz düzeyi değil, total aterosklerotik plak yükü ve hastalığın yaygınlığıdır. Total plak yükü koroner olayı ön görme gücü ve prognostik değeri en yüksek olan fak-

tördür [16]. Koroner arter hastalığı araştırmaya yönelik noninvazif testler (egzersiz testi, stres ekokardiyografi ve nükleer testler) anlamlı darlık ve miyokardiyal iskemi mevcut, ileri aterosklerotik hastalığı belirler. Aterosklerozu, henüz anlamlı darlığın mevcut olmadığı, preklonik aşamada tespit edemez [17]. Ayrıca asemptomatik hastalarda tıkaçıcı plak prevalansı düşüktür, dolayısıyla iskemi araştırmaya yönelik testler için, test öncesi hastalık olasılığı (pretest probability) düşük olacaktır. Bu durum asemptomatik grupta stres testlerin yalancı pozitiflik oranını yükseltir ve birçok hastanın gereksiz yere invazif anjiyografiye yönlendirilmesine yol açar [18]. Ek olarak, bu testler akut MI açısından risk taşıyan vulnerable ancak tıkaçıcı olmayan plaklara sahip hastayı gözden geçirir. Koroner kalsiyum skorlama ise subklonik aterosklerozun direkt göstergesidir. Koroner arterlerde hem kalsifik hem de non-kalsifik yani total plak yükünün ölçütüdür. Asemptomatik bireylerde koroner olay riskini belirlemede önemli bir yer almaktadır [2].

Risk analizinde ilk basamak ofis tabanlı risk analiz yöntemleridir. American Heart Association, American College of Cardiology ve NCEP ilk basamakta FRS yapılmasını önermektedir [4]. Ancak, bu geleneksel risk analiz yöntemlerinin KAH riskini belirlemede yetersiz kaldığından yukarıda bahsedilmiştir. Akosah ve ark. [19] ilk MI atağı nedeniyle hastaneye yatırılan genç hasta (erkek <55 yaş, kadın <65 yaş) popülasyonunda yaptıkları çalışmada, hastaların %75'inde NCEP kriterlerine göre önleyici tedavi yapılmasına gerek olmadığını tespit etmiştir. Ek olarak, fatal MI geçiren hastaların %13'ünde bilinen risk faktörlerinden hiçbiri mevcut değildir [20]. Özellikle, herhangi bir engelleyici tedavi verilmeden takip edilen orta riskli grup en sık sorunun yaşandığı gruptur, oysa 45 yaş üstü erkekler ve 55 yaş üstü kadınlarda önemli bir oran bu grupta yer almaktadır [2]. Dört majör çalışma sonuçları göstermiştir ki MI'ların %75'i düşük-orta riskli bireylerde izlenmektedir [21-24]. Okwuosa ve ark. [25] 5878 hasta ile yaptıkları MESA çalışmasında geleneksel risk belirleme yöntemlerine göre orta riskli grupta olan hastalarda KAK skorla-

ma %55 olgunun risk grubunu değiştirmiştir. Bu çalışmada, orta riskli olguların %39'u düşük riskli gruba alınırken, %16'sı yüksek riskli gruba kaymıştır. Benzer şekilde, Elias ve ark. [26] 2028 asemptomatik hasta ile yaptıkları çalışmada, orta riskli grubun %52'sinde KAK skorlama ile risk grubu değişmiş, %30'u düşük riskli gruba girerken, %22'si yüksek riskli gruba dahil edilmiştir.

Literatürde koroner kalsiyum skorlamanın prognostik değeri ile ilgili birçok çalışma mevcut olup, varılan ortak sonuç KAK skorlamanın koroner olay riskini belirlemede geleneksel risk faktörlerinden bağımsız ve onların etkinliğini artıran bir prediktif değer taşıdığını göstermektedir [4]. Raggi ve ark. [27] 2003 yılında 632 asemptomatik bireyi 32 ay süreyle takip ettikleri çalışmalarında, kardiyak ölüm gelişen hastalarda KAK skorunun yaşa ve cinsiyete göre 75 persentil üzerinde olma oranı %70 bulunurken, koroner olay geçirmeyenlerde bu oran %25 bulunmuştur ($p<0,001$). Shaw ve ark. [28] 2003 yılında yaptıkları, 10377 asemptomatik hastanın 5 yıl takip edildiği çalışmada, hem kadın hem de erkek hastalarda koroner olay riskinin bazal KAK skoru ile doğru orantılı olarak arttığı ve KAK'ın ani kardiyak ölümün bağımsız bir prediktörü olduğu sonucuna varmışlardır. Wayhs ve ark. [29] 1000'in üzerinde hasta ile yaptıkları çalışmada, KAK skoru >1000 olan hastalarda yıllık koroner olay oranını %25 bulmuşlardır. Anand ve ark. [30] 510 komplike olmayan diyabetik hastada KAK skoru ve miyokardiyal perfüzyon çalışmaları yapmışlar. Bu çalışmada KAK miyokardiyal perfüzyon anormalliklerinin tek prediktörü olarak bulunurken, KAK ve miyokardiyal iskemi yaygınlığının bağımsız prognostik değer taşıdığı ve KAK'ın miyokardiyal iskemiye ve kısa dönem kardiyak olay geçirme riskini ön görmede geleneksel risk faktörlerinden üstün olduğu belirlenmiştir. Arad ve ark. [31] 1100 hasta ile yaptıkları çalışmada 3,6 yıllık takip süreci içinde kardiyak olayları ön görme anlamında KAK'ın en güçlü prediktif değere sahip olduğunu tespit etmişlerdir. İki bin beş yılında 5000 hastayla yapılan St. Francis Heart çalışmasında sıfır skorlu hastalarda yıllık koroner olay oranı 1/1000 bulunmuş ve bu has-

Tablo 1: EBT ile kalsiyum skorlamada Agatston skoruna göre önerilen risk sınıflaması

KAK Skor	Plak Yükü	Kardiyovasküler Risk	Tıkaçıcı Hastalık Olasılığı
0	Tespit edilebilen plak yok	Çok düşük	Çok düşük, <%5
1-10	Minimal plak mevcut	Düşük	Düşük, <%10
11-100	Hafif plak yükü	Orta	Hafif düzeyde stenoz olabilir
101-400	Orta düzeyde plak yükü	Orta düzeyde yüksek	Hastalığın tıkaçıcı olmama olasılığı yüksek ancak tıkaçıcı hastalık da olası
>400	Yaygın aterosklerotik plak yükü	Yüksek	En azından bir adet anlamlı stenoz oldukça ihtimal dahilinde (\geq %90)

KAK: koroner arter kalsifikasyonu

tarahın düşük riskli gruba dahil edilebileceği belirtilmiştir [32].

Bu çalışmalar ışığında son yıllarda yayımlanmış uluslararası 14 kılavuzun 10'unda KAK skorlamasının geleneksel risk analiz yöntemlerinin etkinliğini arttırdığı ve risk analizini iyileştirdiği söylenmektedir [18]. American Heart Association ve Screening for Heart Attack Prevention and Education (SHAPE)'ın desteklediği yaklaşım, orta risk grubunda bulunan bireylerde (10 yıllık olay riski %10-20 arası) KAK skorlama yapılmasıdır [4, 33, 34]. Agatston skoru >100 olan hastalarda yıllık koroner olay riski %2'ye çıkmaktadır ki bu durum hastayı yüksek riskli gruba sokar. Dolayısıyla >100 KAK skoru varlığında statin, aspirin, ACE inhibitörü ve yaşam tarzı değişiklikleri yapılmalıdır. Yine aynı raporda "negatif skor"un instabil-vulnerable plak da dahil aterosklerotik plak varlığı olasılığını düşürdüğü ve yıllık koroner olay geçirme olasılığını %0,1'e indirdiği, dolayısıyla bu hastaların düşük riskli gruba alınması gerektiği söylenmektedir [4, 33].

Agatston skoruna göre asemptomatik bireylerde risk kategorizasyonu yapılmıştır (Tablo 1) [8]. Yaşın ilerlemesiyle birlikte koroner arterlerde kalsifiye plak yükü de artmaktadır. Koroner arter kalsifikasyonu prevalansı 2. dekatta çok düşük bir düzeydeyken, 8. dekatta hem kadın hem de erkekte %100'e çıkar. Erkeklerde KAK kadınlardan yaklaşık 1 dekad önce ortaya çıkar

ve erkeklerde KAK prevalansı bir dekad yaşlı kadınlarınkiyle eşittir. Altmış beş-70 yaşlar arasında cinsiyetler arasındaki prevalans farkı ortadan kalkar [8]. Benzer KAK skoru değerleri yaş ve cinsiyetten bağımsız olarak her hastada benzer koroner ateroskleroz yükünü temsil eder, ancak prognostik değer değişkenlik gösterir. Bir başka deyişle, 40 yaşında kadın hastada KAK skorunun 100 olmasıyla, 60 yaşında erkek hastada 100 olması aynı prognostik değer taşımaz. Genç kadın hastada prematür, hızlı ve agresif bir hastalık varlığı anlamına gelir [8]. Yaşa ve cinsiyete göre KAK değerleri ile ilgili oldukça yoğun data mevcuttur. Janowitz ve ark. [35] tarafından 1898 asemptomatik kadın ve erkek hastada çalışma yapılarak KAK skoru için yaşa ve cinsiyete göre persentil değerleri belirlenmiştir. Absolü skordan çok hastanın hangi persentil aralığında olduğunun prognozu belirleme açısından daha değerli olduğu da savunulmaktadır. Ancak KAK skoru toplumlar arasında da değerkenlik göstermektedir [8]. Dolayısıyla bu persentil tabloları kullanılacaksa, aslında her toplumun kendi persentil aralıklarını tespit ederek onları referans alması daha doğru bir yaklaşım olacaktır.

Semptomatik hastada KAK skorlamasının kullanımı

Koroner kalsiyum skorlama KAH yönünden yüksek sensitivite ve negatif öngörü değerine

sahiptir. Ancak obstrüktif hastalığı tespit etme anlamında spesifitesi düşüktür [12]. Semptomatik hastada, anjiyografide anlamlı düzeyde darlık varlığını dışlama anlamında başarılıdır. Budoff ve ark. [12] negatif (sıfır) skor ile anjiyografik olarak anlamlı darlık yokluğunda yüksek korelasyon tespit etmişler ve negatif öngörü değerini %98 olarak bulmuşlardır. Dolayısıyla KAK skorlama semptomatik hastada invazif anjiyografiden önce filtre olarak kullanılabilir. Sıfır skor, invazif anjiyografiye yönlendirme gerekliliğini ortadan kaldırır. Ayrıca, daha önce bahsedildiği üzere stenoz düzeyi değil, hastalığın yaygınlığı daha önemli prognostik değer taşımaktadır. Dolayısıyla, KAK skorlama semptomatik hastada da ileride koroner olay meydana gelme olasılığını belirlemede faydalıdır. Bu hasta grubunda da bağımsız prognostik değere sahiptir [2].

Tipik anjinası olan hastaların veya komplike diyabeti olanların, tıkaçıcı koroner arter hastalık olasılığı yüksek olduğu için, iske mi araştıran testlere yönlendirilmesi gerekir. Ancak, atipik göğüs ağrısı varlığında, ağrının kardiyak nedenli olduğunu belirlemek için, KAK skorlama yapılması ve yüksek skorlu hastaların stres testlere yönlendirilmesi daha doğru bir yaklaşımdır [16]. Koroner arter kalsifikasyonu skoru ve nükleer testler arasındaki ilişkiyi değerlendiren çalışmalarında Miranda ve ark. [36], KAK<100 olan hiçbir hastada SPECT'te anormallik izlenirken, 101-400 arası skorda anormal SPECT oranı %4,1, >400 skorda ise %15 bulunmuştur. Bu çalışmada anormal SPECT'i ön görme anlamında en iyi eşik değerin 400 olduğu belirtilmiştir. Atipik göğüs ağrısı nedeniyle stres test yapılmış hastalarda arada kalınan sonuçlar veya hafif düzeyde pozitif sonuç varlığında, KAK skorunun sıfır olması durumunda test sonucu negatif olarak kabul edilebilir.

Sonuç

Koroner arterlerde kalsiyum varlığı ve yaygınlığı total aterosklerotik plak yükünün bir göstergesidir. Koroner olay riskini belirlemede, geleneksel risk faktörlerinden bağımsız ve onların etkisini arttırıcı etkiye sahiptir. Asemptomatik

hasta popülasyonunda risk analizinde kullanılmakta olup hedef kitle orta risk grubudur. Günümüzde birçok uluslararası kılavuzda orta risk grubundaki bireylerde kullanımı önerilmektedir. Semptomatik hastada da bağımsız prognostik değere sahip olmasının yanısıra, tıkaçıcı hastalık yönünden negatif öngörü değeri çok yüksek olduğu için, bu grupta invazif yöntemlere başvurulmadan önce, filtreleme amacıyla kullanılabilir. Ancak tıkaçıcı hastalık varlığını belirleme anlamında spesifitesi düşüktür. Yani yüksek KAK skoru tıkaçıcı hastalık varlığı anlamına gelmez. Bu nedenle yüksek skor baz alınarak invazif tanısal işlemler ya da revaskülarizasyon işlemlerine karar verilemez. Bu hastalarda iske mi araştırılmasına yönelik testlere başvurulması daha doğru bir yaklaşımdır.

Kaynaklar

- [1]. Kannel WB, Schatzkin A. Sudden death: lessons from subsets in population studies. *J Am Coll Cardiol* 1985; 5: 141-9.
- [2]. Budoff MJ, Gul KM. Expert review on coronary calcium. *Vasc Health Risk Manag* 2000; 4: 315-24.
- [3]. Raggi P. Coronary-calcium screening to improve risk stratification in primary prevention. *J La State Med Soc* 2002; 154: 314-8.
- [4]. Budoff MJ, Achenbach S, Blumenthal RS, Carr JJ, Goldin JG, Greenland P, et al. Assessment of Coronary Artery Disease by Cardiac Computed Tomography. *Circulation* 2006; 114: 1761-91.
- [5]. O'Rourke RA, Brundage BH, Froelicher VF, Greenland P, Grundy SM, Hachamovitch R, et al. American College of Cardiology/American Heart Association Expert Consensus document on electron-beam computed tomography for the diagnosis and prognosis of coronary artery disease. *Circulation* 2000; 102: 126-40.
- [6]. Nasir K, Budoff MJ, Post WS, Fishman EK, Mahesh M, Lima JA, et al. Electron beam CT versus helical CT scans of coronary arteries: current utility and future directions. *Am Heart J* 2003; 146: 949-77.
- [7]. Wexler L, Brundage B, Crouse J, Detrano R, Fuster V, Maddahi J, et al. Coronary artery calcification: pathophysiology, epidemiology, imaging methods, and clinical implications: a statement for health professionals from the American Heart Association. *Circulation* 1996; 94: 1175-92.
- [8]. Rumberger JA, Brundage BH, Rader DJ, Kondos G. Electron beam computed tomographic coronary calcium scanning: a review and guidelines for use in asymptomatic persons. *Mayo Clin Proc* 1999; 74: 243-52.

- [9]. Rumberger JA, Simons DB, Ritzpatrick LA, Sheedy PF, Schwartz RS. Coronary artery calcium area by electron-beam computed tomography and coronary atherosclerotic plaque area: a histopathologic correlative study. *Circulation* 1995; 92: 2157-62.
- [10]. Mintz GS, Pichard AD, Popma JJ, Kent KM, Satler LF, Bucher TA, et al. Determinants and correlates of target lesion calcium in coronary artery disease: a clinical, angiographic and intravascular ultrasound study. *J Am Coll Cardiol* 1997; 29: 268-74.
- [11]. Baumgart D, Schmermund A, Goerge G, Haude M, Ge J, Adamzik M, et al. Comparison of electron beam computed tomography with intracoronary ultrasound and coronary angiography for detection of coronary atherosclerosis. *J Am Coll Cardiol* 1997; 30: 57-64.
- [12]. Budoff MJ, Diamond GA, Raggi P, Arad Y, Guerci AD, Callister TQ, et al. Continuous probabilistic prediction of angiographically significant coronary artery disease using electron beam tomography. *Circulation* 2002; 105: 1791-6.
- [13]. Knez A, Becker CR, Becker A, Leber A, White C, Reiser M, et al. Determination of coronary calcium with multi-slice spiral computed tomography: a comparative study with electron-beam CT. *Int J Cardiovasc Imaging* 2002; 18: 295-303.
- [14]. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer NR, Viamonte M Jr, Detrano R. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 1990; 15: 827-32.
- [15]. Callister TQ, Cooil B, Raya SP, Lippolis NJ, Russo DJ, Raggi P. Coronary artery disease: improved reproducibility of calcium scoring with electron-beam CT volumetric method. *Radiology* 1998; 208: 807-14.
- [16]. Schmermund A, Baumgart D, Goerge G, Siebel R, Grönemeyer D, Ge J, et al. Coronary artery calcium in acute coronary syndromes: a comparative study of electronbeam computed tomography, coronary angiography, and intracoronary ultrasound in survivors of acute myocardial infarction and unstable angina. *Circulation* 1997; 96: 1461-9.
- [17]. Greenland P, Gaziano JM. Clinical practice. Selecting asymptomatic patients for coronary computed tomography or electrocardiographic exercise testing. *N Engl J Med* 2003; 349: 465-73.
- [18]. Aroney CN. A suggested paradigm for coronary risk screening in asymptomatic persons—assessment of total coronary atherosclerotic burden. *Heart Lung Circ* 2012; 21: 449-54.
- [19]. Akosah KO, Shaper A, Cogbill C, Schoenfeld P. Preventing myocardial infarction in the young adult in the first place: how do the National Cholesterol Education Panel III guidelines perform? *J Am Coll Cardiol* 2003; 41: 1475-9.
- [20]. Greenland P, Knoll MD, Stamler J, Neaton JD, Dyer AR, Garside DB, et al. Major risk factors as antecedents of fatal and nonfatal coronary heart disease events. *JAMA* 2003; 290: 891-7.
- [21]. Wilson PWF, Pencina M, Jacques P, Selhub J, D'Aquino Sr. R, O'Donnell CJ. C-reactive protein and reclassification of cardiovascular risk in the Framingham Heart Study. *Circ Cardiovasc Qual Outcomes* 2008; 1: 92-7.
- [22]. Ridker PM, Paynter NP, Rifai N. C-reactive protein and parental history improve global cardiovascular risk prediction. The Reynolds Risk Score for men. *Circulation* 2008; 118: 2243-51.
- [23]. Ridker PM, Buring JE, Rifai N, Cook NR. Development and validation of improved algorithms for the assessment of global cardiovascular risk in women: the Reynolds Risk Score. *JAMA* 2007; 297: 611-9.
- [24]. Shah T, Casas JP, Cooper JA, Tzoulaki I, Sofat R, McCormack V, et al. Critical appraisal of CRP measurement for the prediction of coronary heart disease events: new data and systematic review of 31 prospective cohorts. *Int J Epidemiol* 2009; 38: 217-31.
- [25]. Okwuosa TM, Greenland P, Ning H, Liu K, Bild DE, Burke GL, et al. Distribution of coronary artery calcium scores by Framingham 10-year risk strata in the MESA (Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis) potential implications for coronary risk assessment. *J Am Coll Cardiol* 2011; 57: 1838-45.
- [26]. Elias-Smale SE, Proença RV, Koller MT, Kavousi M, van Rooij FJ, Hunink MG, et al. Coronary calcium score improves classification of coronary heart disease risk in the elderly: the Rotterdam study. *J Am Coll Cardiol* 2010; 56: 1407-14.
- [27]. Raggi P, Cooil B, Shaw L, Aboulhson J, Takasu J, Budoff M, et al. Progression of coronary calcium on serial electron beam tomographic scanning is greater in patients with future myocardial infarction. *Am J Cardiol* 2003; 92: 827-9.
- [28]. Shaw LJ, Raggi P, Schisterman E, Berman DS, Callister TQ. Prognostic value of cardiac risk factors and coronary artery calcium screening for all-cause mortality. *Radiology* 2003; 28: 826-33.
- [29]. Wayhs R, Zelinger A, Raggi P. High coronary artery calcium scores pose an extremely elevated risk for hard events. *J Am Coll Cardiol* 2002; 39: 225-30.
- [30]. Anand DV, Lim E, Hopkins D, Corder R, Shaw LJ, Sharp P, et al. Risk stratification in uncomplicated type 2 diabetes: prospective evaluation of the combined use of coronary artery calcium imaging and selective myocardial perfusion scintigraphy. *Eur Heart J* 2006; 27: 713-21.
- [31]. Arad Y, Sparado LA, Goodman K, Newstein D, Guerci AD. Prediction of coronary events with electron beam computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2000; 36: 1253-60.
- [32]. Taylor AJ, Cerqueira M, Hodgson JM, Mark D, Min J, O'Gara P, et al. ACCF/SCCT/ACR/AHA/ASE/ASNC/NASCI/SCAI/SCMR 2010 appropriate use criteria for cardiac computed tomography. A report of the American College of Cardiology Foundation Appropriate Use Criteria Task Force, the Society of Cardiovascular Computed Tomography, the American College of Radiology, the American Heart Association, the American Society of Echocardiography, the American Society of Nuclear Cardiology, the

- North American Society for Cardiovascular Imaging, the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *J Am Coll Cardiol* 2010; 56: 1864-94.
- [34]. Naghavi M, Falk E, Hecht HS, Jamieason MJ, Kaul S, Berman D, et al. From vulnerable plaque to vulnerable patient-Part III: Executive summary of the Screening for Heart Attack Prevention and Education (SHAPE) task force report. *Am J Cardiol* 2002; 98: 2-15.
- [35]. Janowitz WR, Agatston AS, Kaplan G, Vlamonte M Jr. Differences in prevalence and extent of coronary artery calcium detected by ultrafast computed tomography in asymptomatic men and women. *Am J Cardiol* 1993; 72: 247-54.
- [36]. Miranda RS, Schisterman EF, Gallagher AM, Lewin HC, Hayes SW, Friedman JD, et al. The extent of coronary calcium by electron beam computed tomography discriminates the likelihood of abnormal myocardial perfusion SPECT. *Circulation* 2000; 102: II-543.

Koroner Kalsiyum Skorlama

Elif Ergun

Sayfa 26

Koroner arter hastalığının (KAH) ilk bulgusu %50 hastada akut miyokart enfarktüsü (MI) veya ani kardiyak ölümdür. Kardiyak olay riskini belirlemek için, kullanılan geleneksel risk belirleme yöntemleri Amerika Birleşik Devletleri'nde Framingham risk skorlaması (FRS) ve Avrupa'da Prospektif Kardiyovasküler Münster (PROCAM) çalışmasıdır. Bu modellerin bazı kısıtlamaları mevcut olup, kardiyovasküler riski sadece %60-65 oranında tespit edebilmektedirler. Dolayısıyla, geleneksel risk analiz yöntemleriyle önemli oranda birey yanlış kategorize edilerek, kardiyak olaylar yönünden yüksek risk grubunda olmakla birlikte, gerekli önleyici tedavilerden faydalanamamaktadır. Her iki yöntem de popülasyon bazlı çalışmalardan elde edilen dataya göre risk analizi yapmakta, bireysel ateroskleroz yükünü doğru belirlemede yetersiz kalmaktadır.

Sayfa 27

Risk analizini daha doğru yapabilmek ve bireyselleştirmek için, mevcut ateroskleroz yükünü direkt göstermeye yönelik testlere ihtiyaç duyulmaktadır. Koroner kalsiyum skorlama bu anlamda devreye girmektedir.

Sayfa 27

Mönckeberg'in kalsifik medial sklerozu koroner arterlerde izlenmez. Koroner arter kalsifikasyonu (KAK) ile ilişkili tek hastalık aterosklerozdur. Dolayısıyla KAK aterosklerozun patognomonik bulgusudur. Kalsifikasyon aterosklerotik plak gelişiminin herhangi bir evresinde izlenebilir. Küçük kalsifiye odaklar 10-20. dekatta, hemen yağlı çizgilenmelerin oluşumunu takiben gelişmektedir. Histolojik olarak hem stabil, hem de unstabil plakta bulunabildiği gösterilmiştir. Koroner arter kalsifikasyonu kemiğin majör inorganik bileşeni olan hidroksiapatit formunda kalsiyum fosfattır. Koroner arterlerde kalsifikasyon dejeneratif bir olay değildir, damar duvarındaki enflamasyon nedeniyle osteoblast benzeri hücrelerin migrasyonu sonucu sellüler kontrol altında gerçekleşen aktif bir olaydır. Kalsifiye plak, kemik iliği de dahil olmak üzere trabeküler kemiğin tüm elemanlarını içerir.

Sayfa 28

American Heart Association kılavuzlarında, KAK çalışmalarında kullanılan cihazın sahip olması gereken minimum teknik donanım şu şekilde ifade edilmiştir:

1. EBBT veya ≥ 4 kesitli ÇKBT
2. Kardiyak gating
3. Radyasyon maruziyetini azaltmak için prospektif EKG gating
4. En fazla 500 milisaniye gantri rotasyon zamanı
5. Erken mid-diyastolde gating
6. Asemptomatik hastada dozu minimize etmek ve literatürde mevcut data ile paralel çalışmak için 2,5-3 mm kesit kalınlığı.

Sayfa 30

Bu çalışmalar ışığında son yıllarda yayınlanmış uluslararası 14 kılavuzun 10'unda KAK skorlamanın geleneksel risk analiz yöntemlerinin etkinliğini arttırdığı ve risk analizini iyileştirdiği söylenmektedir. American Heart Association ve Screening for Heart Attack Prevention and Education (SHAPE)'in desteklediği yaklaşım, orta risk grubunda bulunan bireylerde (10 yıllık olay riski %10-20 arası) KAK skorlama yapılmasıdır. Agatston skoru >100 olan hastalarda yıllık koroner olay riski %2'ye çıkmaktadır ki bu durum hastayı yüksek riskli gruba sokar. Dolayısıyla >100 KAK skoru varlığında statin, aspirin, ACE inhibitörü ve yaşam tarzı değişiklikleri yapılmalıdır. Yine aynı raporda "negatif skor"un unstabil- vulnerable plak da dahil aterosklerotik plak varlığı olasılığını düşürdüğü ve yıllık koroner olay geçirme olasılığını %0,1'e indirdiği, dolayısıyla bu hastaların düşük riskli gruba alınması gerektiği söylenmektedir.

Koroner Kalsiyum Skorlama

Elif Ergun

1. Koroner kalsiyum skorlama aşağıdaki popülasyonlardan hangisinde önerilmektedir?
 - a. Koroner arter hastalığı yönünden düşük riskli grupta
 - b. Orta riskli grupta
 - c. Yüksek riskli grupta
 - d. Geleneksel risk analiz yöntemleriyle belirlenen risk gruplarına dikkat edilmeksizin >45 yaş olan tüm erkek ve >55 yaş olan tüm kadınlarda
2. Koroner arter kalsifikasyonu için aşağıdaki ifadelerden hangisi yanlıştır?
 - a. Sellüler kontrol altında gerçekleşen aktif bir olaydır.
 - b. Total koroner kalsifikasyon alanı, kalsifiye veya non-kalsifiye, total aterosklerotik plak yükü ile güçlü lineer korelasyon göstermektedir.
 - c. Koroner arter kalsifikasyon skoru lüminal daralma düzeyi ile lineer korelasyon göstermekte olup tıkayıcı koroner arter hastalığının direkt göstergesi olarak kullanılabilir.
 - d. Koroner arter kalsifikasyon skorunun tıkayıcı koroner arter hastalığını öngörmeye negatif prediktif değeri %98-100 olup, sıfır skorda tıkayıcı hastalık dışlanabilir.
3. Koroner kalsiyum skorlamanın semptomatik hastada kullanımıyla ilgili doğru ifadeyi bulunuz.
 - a. Semptomatik hastada tıkayıcı hastalığı dışlama anlamında yeri vardır ve invazif testlerden önce filtreleme amaçlı kullanılabilir.
 - b. Yüksek koroner kalsiyum skoru tıkayıcı hastalık varlığı anlamına gelir ve semptomatik hastada invazif girişimlerin gerekliliğinin göstergesidir.
 - c. Semptomatik hastada koroner kalsiyum skorlamanın kullanım alanı yoktur.
 - d. Semptomatik hastada stenoz düzeyi total aterosklerotik plak yükünden daha belirleyici olduğu için koroner kalsiyum skorunun prognostik değeri yoktur.
4. Koroner kalsiyum skorlamada teknik özelliklerle ilgili yanlış olan ifade hangisidir?
 - a. ÇKBT’de aksiyel çekim modu ile tarama yapılır.
 - b. Hareket artefaktlarını minimize etmek için retrospektif EKG yöntemi tercih edilir.
 - c. Agatston skorlama yönteminde 3 mm kesit kalınlığı baz alındığı için çekim protokolünde kesit kalınlığı 3 mm olarak belirlenir.
 - d. Agatston skoru, volüm skoru ve mass skoru olmak üzere üç adet skorlama yöntemi mevcut olup, teknik parametrelerden bağımsız olan ve tekrarlanabilirliği en yüksek yöntem “mass skorudur”.
5. Her ikisi de asemptomatik olan ve ÇKBT ile koroner kalsiyum skoru 50 (Agatston skoru) bulunan 40 yaşında kadın hasta ve 75 yaşında erkek hastayla ilgili aşağıdaki ifadelerden hangisi doğrudur?
 - a. Her ikisinde de koroner ateroskleroz yükü aynıdır, ancak genç kadın hasta için bu skor erkek hastaya göre daha kötü prognostik değer taşır.
 - b. Genç kadın hastada bu skor daha yaygın hastalığı ifade eder.
 - c. Her iki hasta için de tıkayıcı hastalık olasılığının yüksek olduğu söylenebilir.
 - d. Genç kadın hasta invazif anjiyografiye yönlendirilmelidir.

Normal Koroner Anatomi ve Varyasyonlar

Ersin Öztürk^a, Ali Kemal Sivrioğlu^b

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Koroner arter anatomisi
- Koroner arterlerin konjenital anomalileri ve varyasyonları
- Kaynaklar

Koroner arter anatomisi

Kardiyovasküler nedenli ölümlerin en sık nedeni koroner arter hastalığıdır. Koroner arter hastalıklarının tanısında invazif ve invazif olmayan birçok yöntem mevcuttur. Bu yöntemler arasında altın standart kateter anjiyografidir. Ancak günümüzde çok kesitli BT cihazları ile yapılan koroner BT anjiyografiler de koroner arter hastalıklarının, varyasyonlarının ve anomalilerin gösterilmesinde kullanılabilir. Bu nedenle, bu arterlerin anatomisinin bilinmesi koroner arter hastalıklarının tanısında oldukça önemlidir.

Sağ ve sol koroner arterler aortik kökün sağ ve sol sinüs Valsalva'larından köken almaktadırlar (Resim 1). Posteriyor sinüs, "nonkoroner sinüs" olarak isimlendirilmekle birlikte, nadiren bu sinüsten de koroner arterin çıktığı bildirilmiştir [1]. Ancak, sinüslerin isimlendirilmesi anatomik yerleşimleri düşünülürse doğru değildir. Sağ sinüs gerçekte önde, sol sinüs ise arkada yer almaktadır. Sinüs Valsalva'ların hepsi aynı seviyede olmakla birlikte, sağ koro-

ner arterin (RCA) sinüsten çıktığı seviye, sol ana koroner arter (LMCA)'in çıktığı seviyeye göre hafif daha aşağıdadır (Resim 2). Koroner arterlerin, besledikleri miyokardiyal alanların dağılımı oldukça farklılık göstermektedir. Ancak RCA, hemen hemen daima sağ ventrikülü, LMCA ise ventriküler septumun ön kısmını ve sol ventrikül ön duvarını besler. Sol ventrikülün geri kalan bölümleri ise, baskınlık gösteren koroner arter tarafından beslenir.

EĞİTİCİ
NOKTA

Sağ Koroner Arter (RCA) anatomisi

Sağ atriyum, sağ ventrikül ve sıklıkla sol ventrikül arka duvarını kanlandıran arterdir. RCA, LMCA orijinine göre daha alt seviyeden köken alır. Aortadan köken aldıktan sonra, pulmoner arter sağ arka kesimine geçer ve buradan sağ atriyal apendiks altından geçerek sağ atriyoventriküler oluk boyunca seyreder.

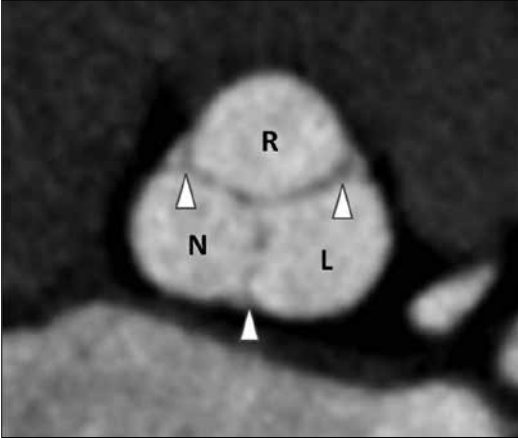
Konus arteri

Olguların yaklaşık yarısında, konus dalı RCA'nın ilk dalıdır (Resim 3a). Diğer yarısın-

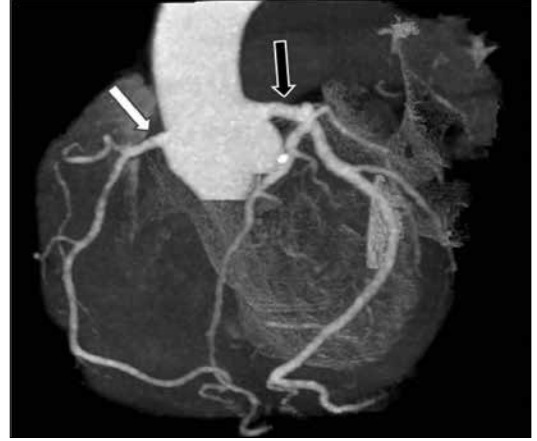
^aGülhane Askeri Tıp Akademisi Haydarpaşa Eğitim Hastanesi, Radyoloji Servisi, İstanbul, Türkiye

^bAksaz Asker Hastanesi, Radyoloji Servisi, Muğla, Türkiye

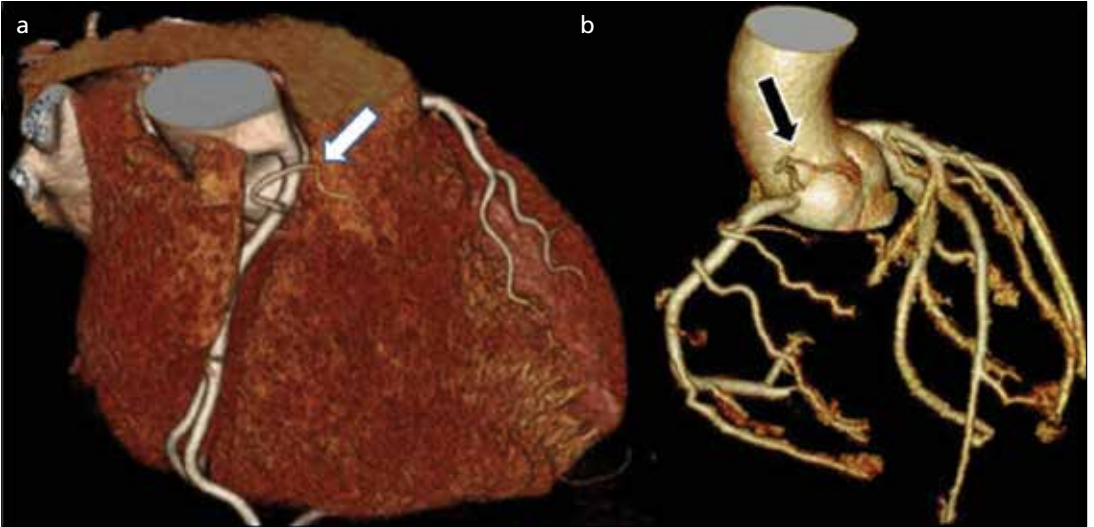
✉ Ersin Öztürk • drersinozturk@gmail.com



Resim 1. Aksiyel BT kesitinde aort kökünün "yonca yaprağı" şeklindeki görünümü, aort kapaklarının komisürları (ok başları) ve köken alan koroner arterlere göre isimlendirilmiş üç sinüs Valsalva görülüyor. R: sağ sinüs Valsalva, L: sol sinüs Valsalva, N: nonkoroner sinüs Valsalva.



Resim 2. Önden hacimsel BT görüntüsünde sağ (beyaz ok) ve sol (siyah ok) koroner arterlerin sinüs Valsalva'lardan çıkışı görülüyor. Sinüs Valsalva'lar aynı seviyede olduğu halde sağ koroner arterin soldan daha aşağı düzeyden köken aldığına dikkat ediniz.



Resim 3 a, b. Hacimsel BT görüntülerinde RCA'dan (beyaz ok) ve direkt olarak aortadan (siyah ok) köken alan konus arterleri görülüyor.

da ise, konus dalı direkt olarak aortadan köken almaktadır (**Resim 3b**). Konus dalı, daima öne doğru seyrederek ve sağ ventrikül çıkış traktını besler. Nadiren RCA ile ortak kökenli olabileceği gibi, çift veya multipl dallar şeklinde de izlenebilir (**Resim 4**). Bazen konus dalı, sol koroner arterin bir dalı olabilir ve sağ ventrikül çıkış traktında, sağ ve sol koroner arterler arasında anastomoz oluşur [2]. Bu anastomoz "Vieussens'in arter halkası" olarak isimlendirilir (**Resim 5**).

Sinoatriyal nodal arteri

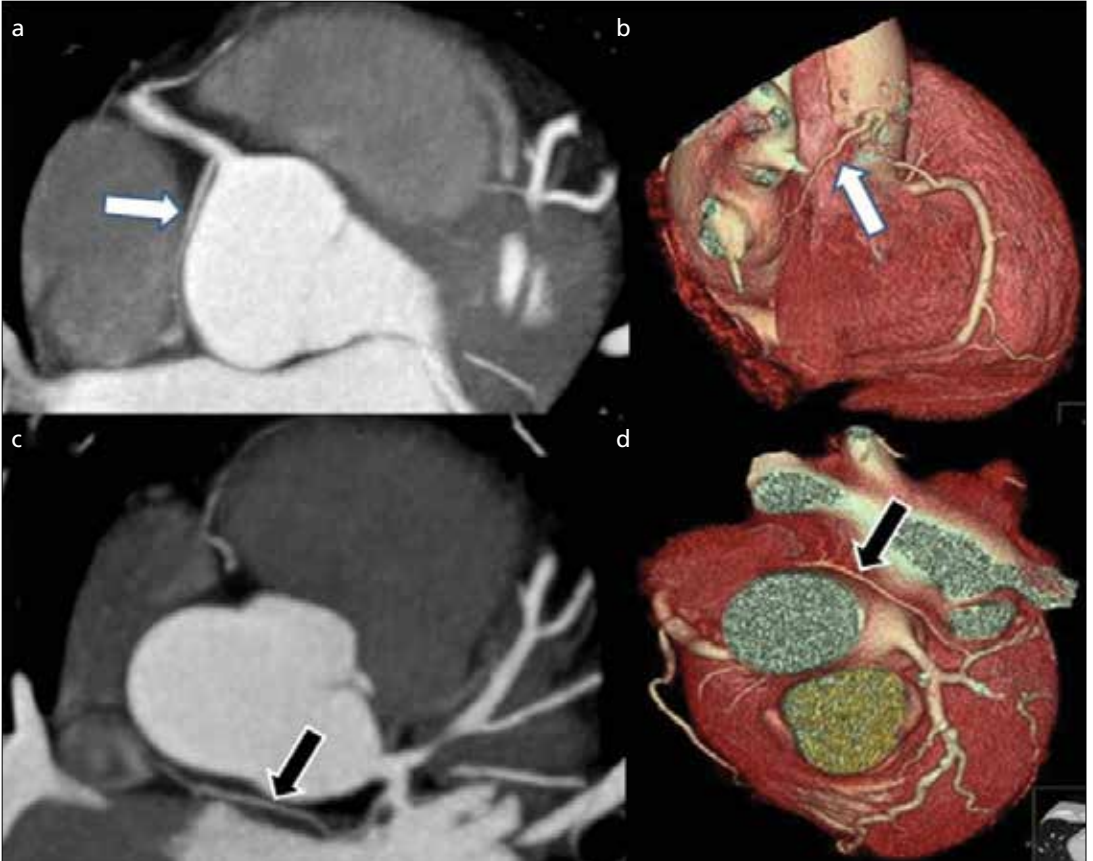
Olguların %55'inde, sinoatriyal nodal arter RCA'nın 2. dalıdır (**Resim 6a,b**). Sağ koroner arterin orijininin birkaç milimetresi içerisinde köken alır. Geri kalan %41-45 olguda ise, sinoatriyal nodal arter proksimal sol sirkumfleks arterden (LCx) köken alır (**Resim 6c,d**). Ayrıca, yaklaşık %2 olguda direkt olarak aortadan veya bronşiyal arterden köken almaktadır [3]. Her iki grupta da sinoatriyal nodal arter, daima interatriyal septumun sefalik yüzündeki süperior vena



Resim 4. Hacimsel BT görüntüsünde RCA'dan (beyaz ok) ve direkt olarak aortadan (siyah ok) köken alan iki adet konus arteri görülüyor.

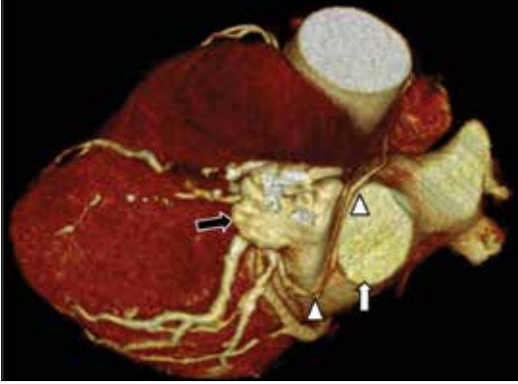


Resim 5. Hacimsel BT görüntüsünde RCA ile LAD arasındaki Vieussens'in arter halkası (oklar) görülüyor.

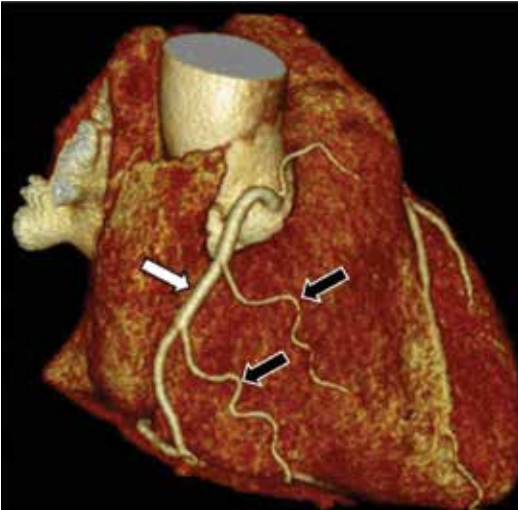


Resim 6 a-d. Aksiyel MIP (a ve c) ve hacimsel (b ve d) BT görüntülerinde RCA kökenli (beyaz oklar) ve LCx kökenli (siyah oklar) sinoatriyal nodal arterleri görülüyor.

kava ön bölümüne doğru seyreder. Sağ koroner arter gibi anterior atriyoventriküler olukta ilerler ve posterior interventriküler oluğa doğru aşağı şekilde devamlılık gösterir. Olguların %5'inde sinoatriyal nodal iki farklı arterden ikili kanlanma gösterebilir [4]. Sol sirkumfleks arterden köken alan sinoatriyal nodal arterleri sol atriyum ile aorta arasından seyir göstererek sinoatriyal nodal ulaşabilecekleri gibi, LCx'in daha distalinden köken alarak sol üst pulmoner ven ile sol atriyal apendiks arasından da seyir gösterebilir. Bu şekilde seyir gösterenlere "S" tipinde sinoatriyal nodal arterleri denilmektedir (Resim 7) [5].



Resim 7. Hacimsel BT görüntüsünde LCx'in distalinden köken alarak sol üst pulmoner ven (beyaz ok) ile sol atriyal apendiks (siyah ok) arasından da seyir gösteren ve bu nedenle "S" tipinde sinoatriyal nodal arteri (ok başları) olarak isimlendirilen arter görülüyor.



Resim 8. Hacimsel BT görüntüsünde RCA'dan (beyaz ok) köken alarak sağ ventrikülü besleyen akut marjinal dallar (siyah oklar) görülüyor.

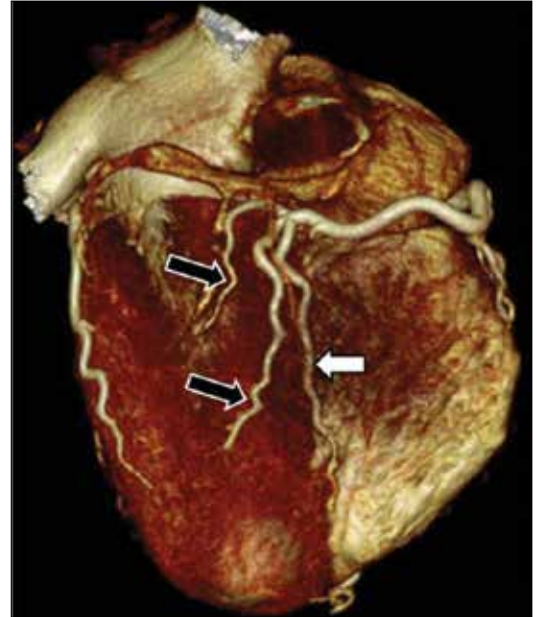
Akut marjinal dallar

Sinoatriyal nodal arter sonrasındaki, sağ ventrikül miyokardiyumunu besleyen RCA dallarına "sağ ventrikül marjinal dalları" veya "akut marjinal dalları" denir (Resim 8). Bu dallar sağ ventrikül anterior duvarını besler. Bazen iyi gelişmiş olup, posterior interventriküler sulkusa uzanıp, interventriküler septumun alt bölümünü de besleyebilmektedir.

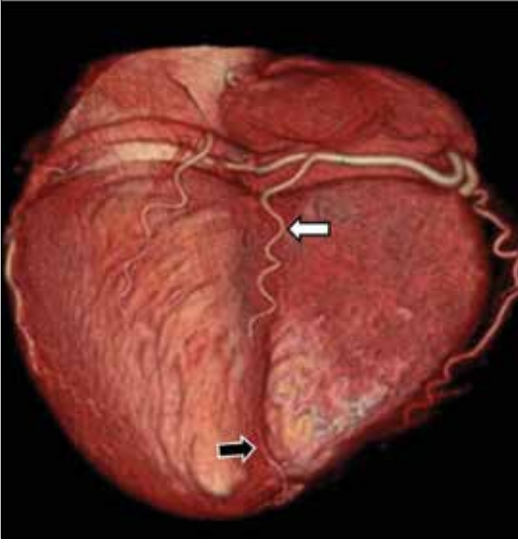
Posterior desandan arter ve posterior lateral dallar

Akut marjinal dallarını verdikten sonra RCA, anterior atriyoventriküler oluk boyunca kalbin diyafragmatik yüzeyinde devamlılık gösterir. Kalbin dört odacığının kesişim yeri olan kruks kordis düzeyinde posterior desandan arter (PDA) ve posterolateral dallara (PLD) ayrılır (Resim 9) [6]. Posterior desandan arter, interventriküler septumu beslerken, PLD ise sol ventrikül posterior duvarını beslemektedir. Posterior interventriküler septumun beslenmesi RCA, LCx ve sol anterior desandan arter (LAD) kökenli arterlerin değişik kombinasyonlarından sağlanmaktadır.

EĞİTİCİ
NOKTA



Resim 9. Hacimsel BT görüntüsünde kalbin alt kısmındaki kruks kordis düzeyinde RCA'dan köken alan posterior desandan arter (beyaz ok) ve posterolateral dallar (siyah oklar) görülüyor.



Resim 10. Hacimsel BT görüntüsünde posteriyor interventriküler sulkusun en sık görülen kanlanma şekli görülüyor. Bu tipte RCA kökenli posteriyor desandan arter (beyaz ok) sulkusun bazal ve orta bölümlerini, LAD (siyah ok) ise apikal bölümünü kanlandırmaktadır.

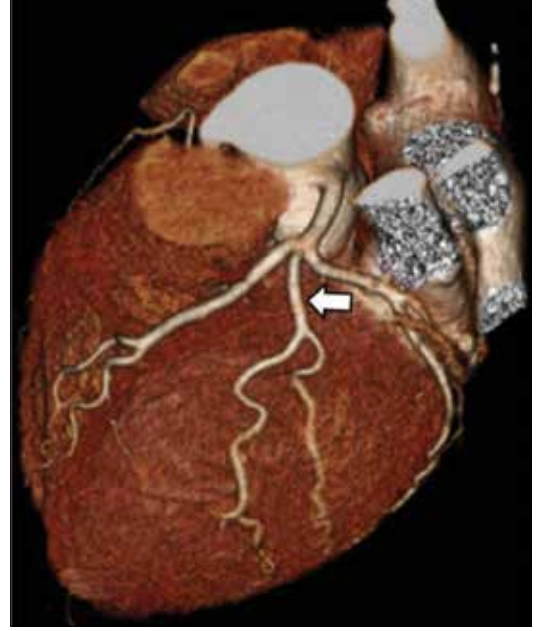
Bazı olgularda PDA apakse kadar uzanmaz, sulkusun bazal ve orta bölümlerine kadar uzanır. Öztürk ve ark. [7] yaptığı bir çalışmada posteriyor interventriküler sulkusta 25 farklı tipte kanlanma şekli görülmüş olup, en sık görülen tipte RCA kökenli PDA sulkusun bazal ve orta bölümlerini, LAD'ın ise apikal bölümünü kanlandığı gösterilmiştir (Resim 10). Kalp apeksi düzeyinde RCA veya LCx kökenli PDA ile LAD distal bölümleri arasında anastomozlar oluşturabilir.

Sol Ana Koroner Arter (LMCA) anatomisi

Sol Ana Koroner Arter (LMCA), sol koroner sinüsten köken alır, kısa seyirli bir arterdir ve uzunluğu 5-20 mm arasındadır. Pulmoner trunkusun arka kesimi sol yarımında seyrederek ve LAD ile LCx arterlere ayrılır. Bazen sol ana koroner arter 3 dala ayrılır: LAD, LCx ve ramus intermedius arteridir. Toplumun yaklaşık %1'inden az bölümünde LMCA yoktur.

Ramus Intermedius Arteri

Sol ana koroner arterin en sık varyasyonu, popülasyonun yaklaşık 1/3'ünde görülen trifurkasyondur (Resim 11). Median arter ola-

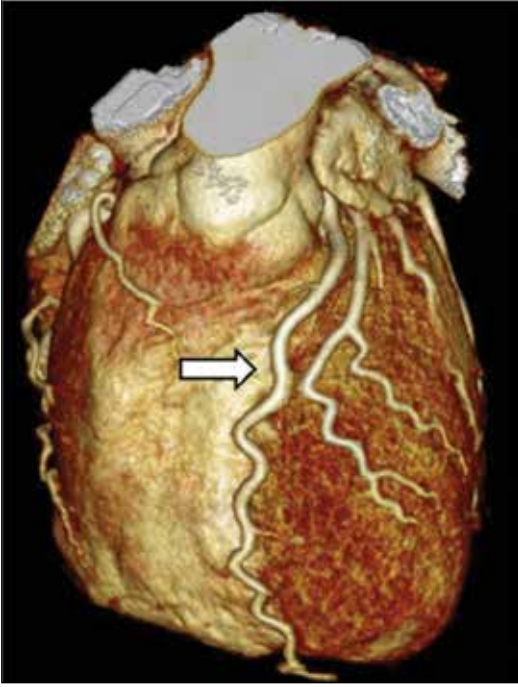


Resim 11. Hacimsel BT görüntüsünde LMCA'nın LAD, LCx ve intermediate arter (ok) olarak üç dala ayrıldığı görülüyor.

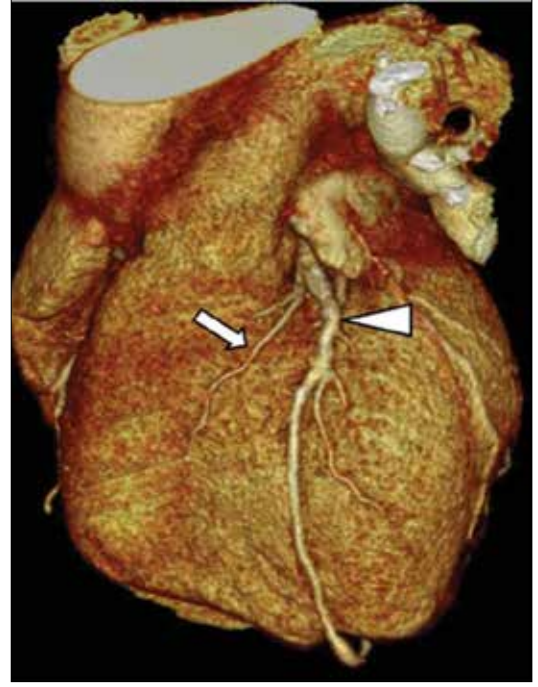
rak da bilinir. Bu durumda LAD ve LCx arterinin yanında 3. arter ramus intermediusdur. Bu dal, sol ventrikülün anterior ve lateral duvarını beslemesine göre sırasıyla diyagonal veya obtus marjinali gibi davranabilir.

Sol Anterior Desandan Arter (LAD)

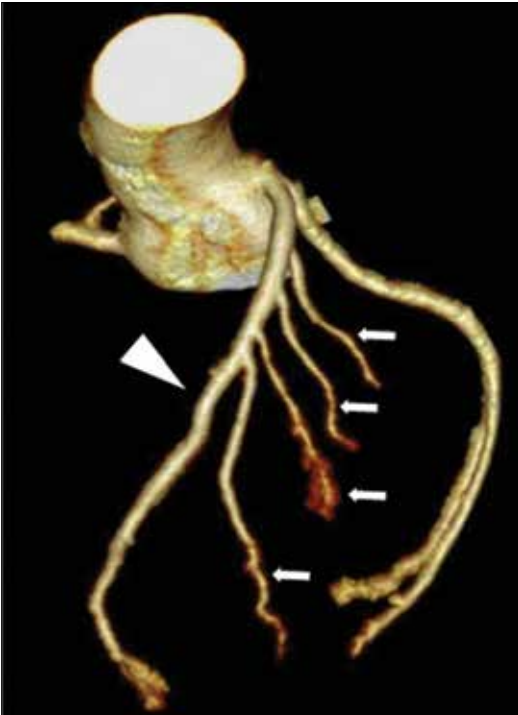
Sol anterior inen arter (LAD), ventriküler septum boyunca anterior interventriküler sulkusta seyrederek (Resim 12) ve anterior ventriküler septumun anterior 2/3'lük kısmını besleyen septal perforatör dallar verir. Genellikle birinci septal dal en gelişmiş olanıdır. Bu arterler anterior septal dallar olarak bilinmekte olup, posteriyor septal dallar arasında anastomozlar mevcuttur. Ayrıca, sol ventrikül anterior duvar üstünde seyir gösteren ve sol ventrikülün anterolateral kısmını besleyen diyagonal dallar da vermektedir (Resim 13). Diyagonal ve septal dalların çapları ve sayıları farklılık göstermektedir. Diyagonal ve septal perforatör dallar, proksimalden distale gittikçe artan rakamlarla gösterilir (Örneğin; D1, D2, S1, S2). Diyagonal arterlerin sayıları 6'ya kadar çıkabilmektedir [8]. Sol anterior desandan arterden bazen sağ ventrikül ön yüzeyini besleyen dallar çıkabilir (Resim 14).



Resim 12. Hacimsel BT görüntüsünde ön interventriküler sulkusta seyreden LAD (ok) görülüyor. LAD septal dalları ile interventriküler septumun büyük bir bölümünü, diyagonal dalları ile de sol ventrikül ön duvarını besler.



Resim 14. Hacimsel BT görüntüsünde LAD (ok başı) kökenli sağ ventriküler dal (ok) görülüyor.



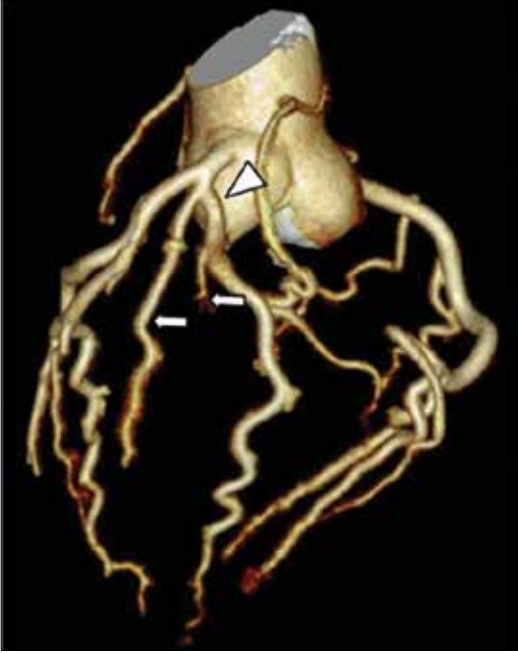
Resim 13. Hacimsel BT görüntüsünde LAD (ok başı) kökenli diyagonal (D1, D2, D3, D4) dallar (oklar) görülüyor.

Sol Sirkumfleks Arteri (LCx)

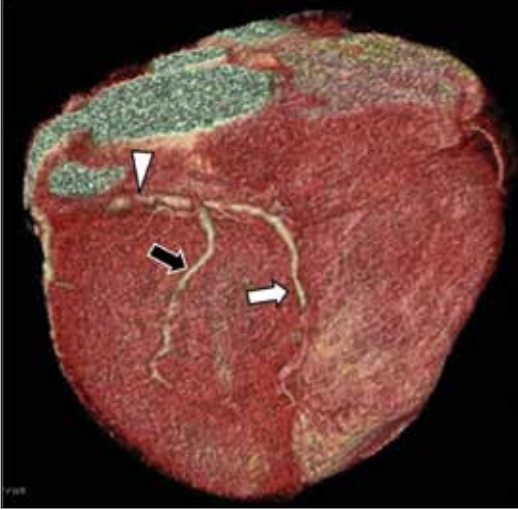
Sol sirkumfleks arter (LCx), RCA seyrine benzer olarak ters tarafta posteriyor atriyoventriküler olukta seyrederek. Bu arterin çapı ve uzunluğu kişisel olarak oldukça büyük farklılıklar göstermektedir. Sol sirkumfleks arterinin majör dalları *obtuse marjinal* (OM) dallardır (Resim 15). Obtuse marjinal dallar sol ventrikülün lateral duvarını (serbest duvarı) besler. Sol anterior desandan arterinin diyagonal ve septal perforan dalları gibi, distale gittikçe artan numaralar ile gösterilir (Örneğin, OM1, OM2). Sol sirkumfleks arter, popülasyonun %80-85'inde OM1 dalını verdikten sonra sonlanır [8]. Sol sirkumfleks arterbazen kalbin kruks kordis lokalizasyonuna doğru devamlılık göstererek PDA, atriyoventriküler nodal arter ve PLD'yi verebilir (Resim 16), ayrıca bazen sol atriyuma doğru uzanım gösteren küçük sol atriyal dallar çıkabilir.

Koroner arkad

Koroner arkad, koroner arter stenozu yokluğunda RCA ve LMCA arasında anjiyografik olarak tanımlanan nadir bir bağlantıdır. Normal olarak erişkinde iki koroner arter arasında birçok küçük bağlantılar mevcut olup, genel-



Resim 15. Hacimsel BT görüntüsünde LCx (ok başı) kökenli obtüs marjinal dallar (oklar) görülüyor.



Resim 16. Hacimsel BT görüntüsünde posteriyor desandan arter (beyaz ok) ve posteriyor lateral dalın (siyah ok) LCx (ok başı) kökenli olduğu görülüyor.

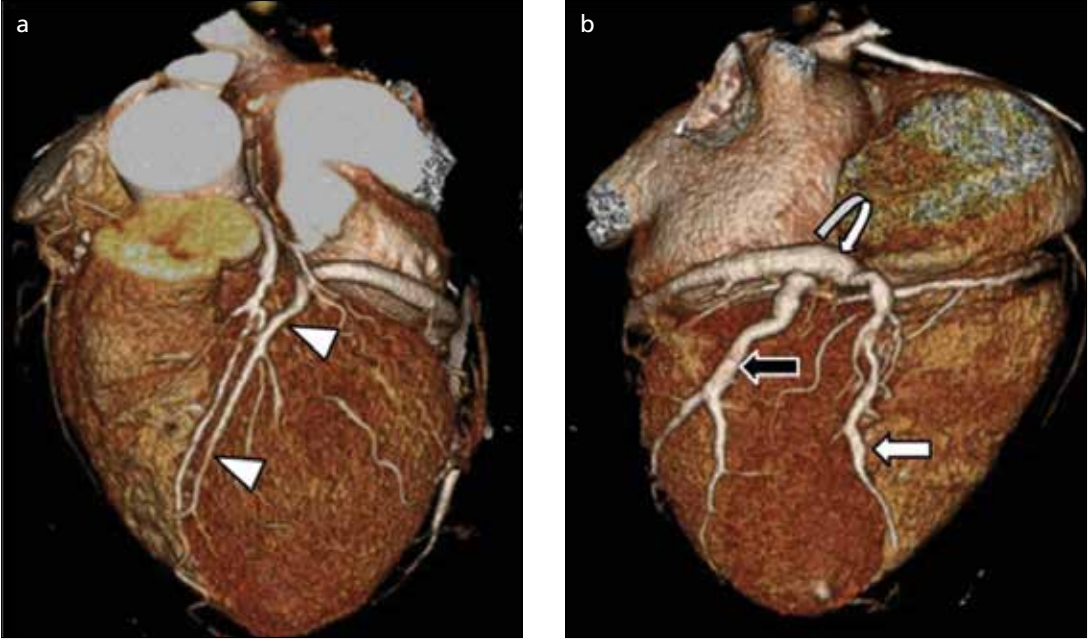
likle anjiyografi ile gözükmezler. Ancak bazen, özellikle kruks kordis lokalizasyonunda ve çevresinde iki koroner arter arasında kollateral yapılar tanımlanabilir. Bu kollateral yapıların tortüöz olmaması ile obstrükte koroner arterlerin varlığında gelişen kollateral arterlerden ayırımında kullanılabilir [9].

Koroner venöz anatomi

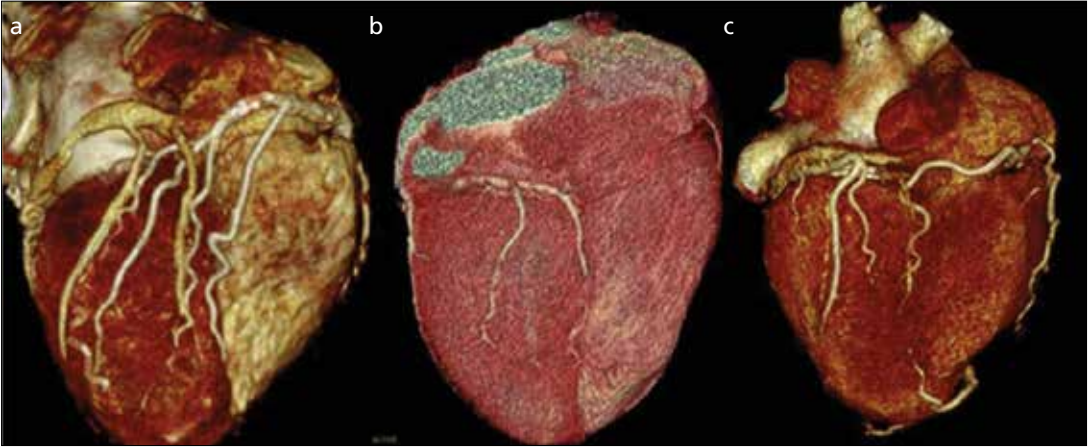
Büyük kardiyak ven, anterior interventriküler sulkusta LAD arterinin komşuluğunda lokalizedir ve apeksten koroner sinüs içerisine doğru seyrederek (Resim 17a). Orta kardiyak ven ise apeksten başlar ve PDA komşuluğunda inferior interventriküler sulkus boyunca yukarı doğru seyrederek. Büyük ve orta kardiyak venler arasında, sol ventrikülün lateral duvarını drene eden posterolateral ven bulunabilir. Koroner sinüs en geniş ven olup LCx ve atriyoventriküler oluk arterine eşlik ederek, posteriyor atriyoventriküler olukta seyrederek. Koroner sinüs proksimal kesimde, büyük kardiyak ven ve distalde orta kardiyak ven ile birleşerek sağ atriyuma drene olur (Resim 17b).

Koroner arter baskınlığı

Posteriyor desandan arter ve posterolateral dallar, RCA'dan köken alırsa sağ dominant dolaşımdan bahsedilir [1]. Olguların %80-85'inde sağ baskın dolaşım görülür. Bu durumda RCA, sol ventrikülün inferoseptal ve inferior segmentini besler. Eğer posteriyor desandan arter ve posterolateral dal sol sirkumfleks arterden (LCx) orijinlenirse sol baskın dolaşım mevcuttur (olguların %15-20). Bu durumda sol ventrikül inferoseptal ve inferior bölümlerini LCA besler. Eğer posteriyor desandan arter, RCA'dan ve posterolateral dal LCx'den orijinlenirse kodominansiden bahsedilir (olguların %5). Sol dominant ve kodominant durumlarda, LCx arteri sol atriyoventriküler oluk arteri olarak, posteriyor atriyoventriküler olukta seyrederek ve posterolateral dalı verir. Sol dominantta, atriyoventriküler oluk arterinin son dalı posteriyor desandan dalıdır (Resim 18). Dominant olmayan sistemin damar kalibrasyonu, dominant sistemden küçük olur, bu farklılıkta dominant sistemi tanımlamada yardımcı olur. Bazen PDA ve PLD, hem RCA hem de LCx kökenli olabilmektedir ve bu tip bir kanlanma da bu sınıflandırmanın dışında kalmaktadır. Bu nedenlerle bazı çalışmalarda, koroner baskınlık için sadece posteriyor interventriküler arterin orijinine bakılması gerektiği vurgulanmaktadır [7, 8]. Buna göre PDA, RCA kökenli ise sağ dominant, LCx kökenli ise sol dominant



Resim 17 a, b. Hacimsel BT görüntüsünde LAD komşuluğunda ve ona paralel seyreden büyük kardiyak ven (ok başları) görülüyor (a). Hacimsel BT görüntüsünde koroner sinüse (eğik ok) drene olan orta kardiyak ven (beyaz ok) ve posterolateral ven (siyah ok) görülüyor (b).



Resim 18 a-c. Hacimsel BT görüntülerinde sağ (a), sol (b) ve kodominant (c) dolaşım tiplerine örnekler görülüyor.

dolaşım söz konusudur. Eğer her iki arterden de köken alan iki PDA varsa, bu durum kodominant dolaşım olarak isimlendirilmesi gerektiği önerilmektedir (Resim 19) [6].

Koroner arter hastalıklarında raporlama sistemi

Koroner arter hastalıklarının raporlarının standardize edilmesi için Amerikan Kalp Derneği tarafından ortak bir terminoloji geliştiri-

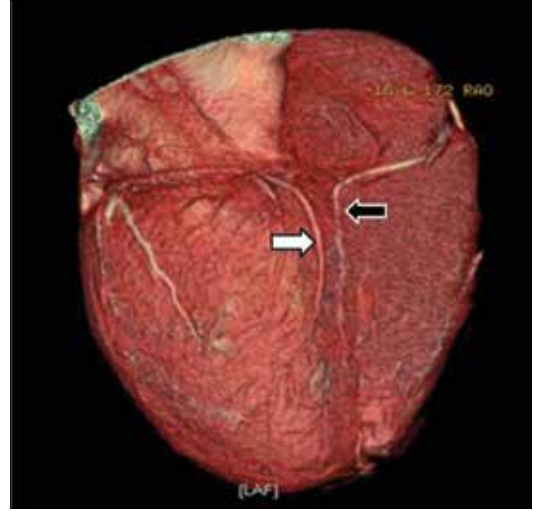
rilmiştir. Bu terminolojiye göre, ana koroner arterler proksimal, orta ve distal olmak üzere bölünmüştür [1, 2]. Proksimal RCA segmenti, ostiyumdan başlayarak kalbin akut marjininin yarısına kadar olan bölümdür. Orta RCA segmenti, tariflenen proksimal segment sonundan, kalbin akut marjinine kadar olan kısımdır. Distal RCA segmenti ise, sağ atriyoventriküler oluk boyunca kalbin akut marjinden, PDA orijinine kadar olan bölümdür.

Sol anterior desandan arter proksimal segmenti, orijinden başlar ve ilk majör septal perforatör orijinini içerir. Orta LAD segmenti, ilk majör septal perforatör arter orijini distalinden başlayarak, özellikle sağ anterior oblik görüntülerde izlenen LAD arterini oluşturduğu açıya kadar devamlılık gösterir. Bu açı sıklıkla izlenir, fakat izlenmediği durumlarda bu açının yaklaşık olarak 2. diyagonal arterin orijinine yakın olduğu akılda tutulmalıdır. Eğer bu açı ve diyagonal arter tanımlanamazsa, 1. majör septal perforatörden apeks arası mesafenin yarısına kadar orta segmentin uzanım gösterdiği kabul edilir. Apikal LAD segmenti ise, orta segmentin sonundan apekse kadar uzanır. Proksimal LCx segmenti, orijininin OM1 orijinine kadar devamlılık gösterir. Distal LCx segmenti ise, OM1 orijininin distalinden posteriyor atriyovenriküler oluk boyunca tüm seyrini içerir.

Amerikan Kalp Derneği tarafından ayrıca koroner arterler segmentasyonlara ayrılmıştır. Toplam 15 segment tanımlanmıştır. Sağ koroner arterin proksimal, orta ve distal segmentleri sırasıyla 1-3, PDA 4, LMCA 5, LAD'ın proksimal, orta ve distal segmentleri sırasıyla 6-8, D1 ve D2 dalları sırasıyla 9 ve 10, LCx'in proksimal, orta ve distal segmentleri sırasıyla 11-13, posterolateral sol ventriküler dallar 14 ve PDA eğer LCx'ten köken alıyorsa 15 olarak numaralandırılır [6].

Koroner arterlerin konjenital anomalileri ve varyasyonları

Koroner arter anomalileri, kardiyak hastalıkların yaygın olmayan kategorisidir. Prevalansının genel popülasyonun %1-2'si olduğu bildirilmiştir [10]. Ancak koroner arter anomalileri, miyokardiyal köprüleşmeyi de içeren daha geniş bir planda tanımlanırsa prevalansı oldukça yükselebilir [11]. Çoğunlukla asemptomatik olmaları nedeniyle rastlantısal olarak saptanmaktadır. Ancak miyokart iskemisine ve ani ölüme yol açabilme potansiyelleri nedeniyle erken tanı önemlidir. Genç erişkinlerde, nontravmatik ani ölümlerin yaklaşık yarısında neden kardiyak anomalilerdir. Bunların 2/3'ünde altta yatan sebep koroner arter anomalisidir [12]. Koroner BT anjiyografi, koroner arter anomalilerini saptama



Resim 19. Hacimsel BT görüntüsünde hem LCx kökenli (beyaz ok) hem de RCA kökenli (siyah ok) iki adet posteriyor desandan arter görülüyor.

mada oldukça etkin bir görüntüleme yöntemidir. Kardiyak BT'deki teknolojik ilerlemelerin öncesinde konvansiyonel anjiyografi ilk akla gelen görüntüleme yöntemi idi. Ancak yapılan birkaç çalışma, koroner arter anomalilerini saptamada kardiyak BT'nin konvansiyonel anjiyografiye göre daha üstün olduğunu göstermiştir. Kardiyak BT yapılan 1758 hastanın katıldığı bir çalışmada, 28 hastada koroner arter anomalisi bulunmuştur. Bu hastalardan 20'sine kateter anjiyografi yapıldığında ise, sadece 11'inde anormali tespit edilebilmiştir [13]. Benzer sonuçlara, yapılan birkaç çalışmada da ulaşılmıştır [14].

Koroner arter anomalileri değişik şekillerde sınıflandırılabilir. Ancak genel olarak 2 başlık altında toplanabilir; hemodinamik ciddiyeti olan anomaliler ve hemodinamik olarak ciddiyeti olmayan anomaliler [15]. Bu makalede koroner arter anomalileri, Shriki ve ark. [15] tarafından yapılan sınıflandırma sistemine göre anlatılmıştır (Tablo 1). Ayrıca Greenberg ve ark. [16] tarafından yapılan sınıflandırma da Tablo 2'de gösterilmiştir.

Hemodinamik ciddiyeti olan anomaliler

Atrezi

Bir koroner arterin atrezisi oldukça nadirdir. Olguların çoğunu sol ana koroner arterin

Tablo 1: Konjenital koroner arter anomalilerin sınıflandırılması (Shriki ve ark. [15])

Konjenital Koroner Arter anomalileri
A. Hemodinamik ciddiyeti olan anomaliler
1. Atrezi
2. Pulmoner Arterden Köken Alma
3. İnterarteriyal seyir
4. Konjenital Fistül
B. Hemodinamik ciddiyeti olmayan anomaliler
1. Duplikasyon
2. Yüksek çıkım
3. Prepulmonik seyir
4. Transseptal seyir
5. Retroaortik seyir
6. Çoban değneği (Shepherd's crook) sağ koroner arter (RCA)
7. Kalp dışı sistemik sonlanmalar

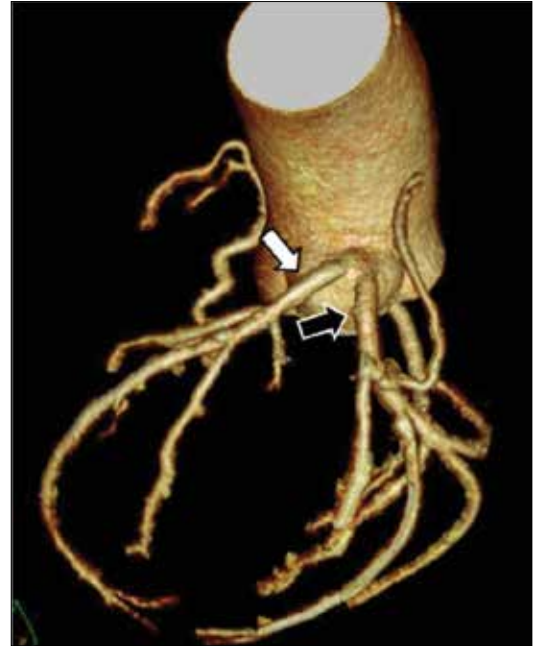
Tablo 2: Konjenital koroner arter anomalilerin sınıflandırılması (Greenberg ve ark. [16])

Konjenital Koroner Arter anomalileri
A. Köken anomalileri
1. Yüksek çıkım
2. Multipl ostiyum
3. Tek koroner arter
4. Koroner arterin pulmoner arterden köken alması
5. Koroner arterin karşı sinüs veya non-koroner sinüsten köken alması
B. Seyir anomalileri
1. Miyokardiyal köprüleşme
2. Arter duplikasyonu
C. Sonlanma anomalileri
1. Koroner arteriyel fistüller
2. Kalp dışı sonlanma

(LMCA) atrezisi oluşturmaktadır (Resim 20). Ancak son zamanlarda RCA'nın konjenital atrezisi de tanımlanmıştır [17]. Sol sirkumfleks arterin (LCx) atrezisinin, süperdinamik RCA ile birlikte olduğu raporlanmıştır [18]. Literatürde atrezili olguların çoğu kateter anjiyografisi ile tanımlanmasına karşın, bir olgu kardiyak BT ile gösterilmiştir [19]. Sol ana koroner arter atrezik olduğu zaman, LAD-LCx ile sol koroner sinüs arasında fibröz bir bağlantı izlenmektedir [20]. Anjiyografide bazı olgularda, bu lokalizasyonda obliterasyona yakın ince bir lümen gösterilmiştir [21]. Atrezili olgularda, koroner arterler arasında belirgin kollateral damarlar mevcuttur. Ancak bu kollateral damarlar, sol ventrikülün oksijen gereksinimi için genellikle yetersiz kalmaktadır. Literatürde erişkin dönemde semptom veren olgu tanımlanmasına rağmen, olgular sıklıkla ilk 1 yaş içerisinde ortaya çıkmaktadır [19]. Sol anterior desandan arteri besleyen geniş kollateral damarlar, prepulmonik damarlara benzeyebilir.

Pulmoner arterden köken alma

Pulmoner arterden bir koroner arterin köken alması genellikle kendini ciddi bir klinik tablo ile gösterir. Sıklıkla pulmoner arterden orijinlenen arter LMCA'dır. Bu anomali ilk olarak



Resim 20. Hacimsel BT görüntüsünde LMCA'nın olmadığı, LAD (beyaz ok) ve LCx'in (siyah ok) sol sinüs Valsalva'dan ayrı ayrı köken aldıkları görülmektedir.

1956 yılında tanımlanmış olup, bulan doktorların adıyla isimlendirilmiştir (Bland-Garland-White sendromu). Ayrıca bu antite, ALCAPA (anomalous origin of the left coronary artery from pulmonary artery) kısaltması ile de bilinmektedir. ALCAPA, konjenital kalp hastalıklarının %0,25-0,5'ini oluşturmaktadır.

Bu anomali, pulmoner vasküler direncin düşmesi nedeniyle oluşan ciddi semptomlardan dolayı hayatın ilk birkaç haftasında klinik bulguları ortaya çıkar. Pulmoner vasküler direncin düşmesi ile sağ ve sol koroner arterler arasındaki kollateral damarlarda genişleme oluşur [22]. Bu kollateral damarların düşük pulmoner vasküler direnç sonucunda geliştiği veya kollateral damarların mevcut olduğu halde, düşük direnç sonucunda belirginleştiği düşünceleri konusunda tartışmalar sürmektedir. Pulmoner vasküler direncin düştüğü durumlarda, kan aortadan RCA'ya ve buradan da kollateral vasküler yapılar aracılığıyla LMCA'ya geçer ve sonrasında da retrograt olarak pulmoner arterler içerisine yönlenebilir. Bunun sonucunda miyokart kan akımında azalma ortaya çıkar [23].

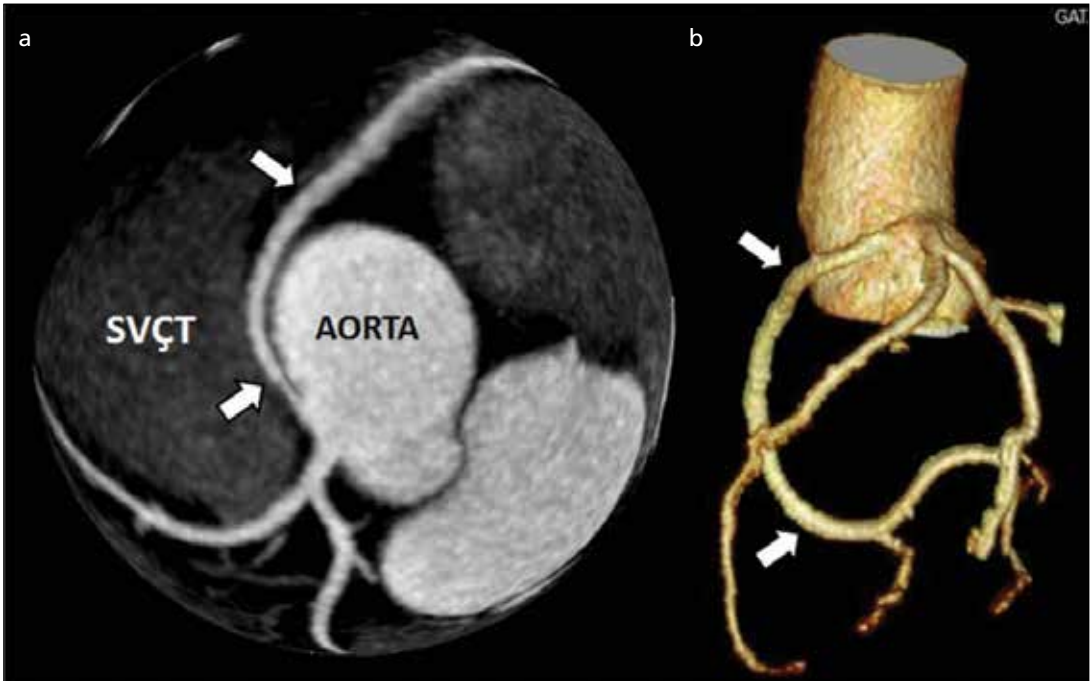
Hastalar genellikle, miyokart iskemisi ve soldan sağa şant nedeniyle ortaya çıkan sol ventriküler volüm yüklenmesi semptomları ile karşımıza çıkar. Bütün bir koroner arter sistemi, artan kan akımı nedeniyle belirgin dilate olarak izlenir. ALCAPA sendromu, yenidoğan döneminde masif kardiyomegali ayırıcı tanıları arasında bulundurulmalıdır. Bu anomali sık-

lıkla doğumdan kısa bir süre sonrasında ortaya çıkmasına rağmen, erişkin dönemde klinik bulgu veren olgu da bildirilmiştir [24]. Ayrıca bu sendromun varyantları olarak, pulmoner arterden kaynaklanan RCA, LAD ve LCx arter orijinleri tanımlanmıştır [25].

İnterarteriyel seyir

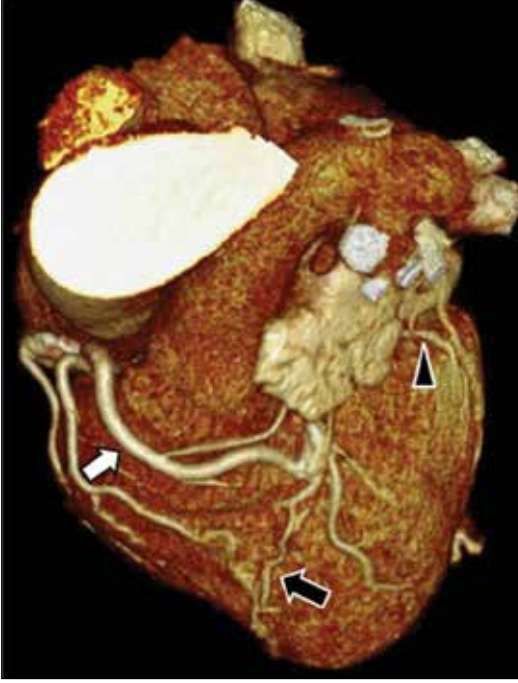
İnterarteriyel koroner arter, kontralateral koroner arterden veya kontralateral sinüs valsalvadan kaynaklanabilir. İnterarteriyel seyirde koroner arter, aorta ile pulmoner arter arasında lokalizedir (Resim 21 a,b) [14, 15]. **İnterarteriyel haricindeki diğer seyir varyasyonlarında (prepulmonik, transseptal veya retroaortik) intrinsik hemodinamik değişiklikler olmazken, interarteriyel seyirde ani kardiyak ölüm ile birliktelik izlenebilir (Resim 22).** Bu nedenle bu anomali malign olarak tanımlanır. İnterarteriyel seyir anomali en ciddi olan koroner arter anomali olarak bilinir [26] veteredavisi cerrahidir. Ancak eğer interarteriyel seyirli olan arter hipoplazik ise, konservatif yaklaşım uygulanabilir (Resim 23).

İnterarteriyel seyrin ani kardiyak ölüme nasıl neden olduğu konusunda birkaç neden düşünülmüştür. İnterarteriyel koroner arterler



Resim 21 a, b. Hacimsel BT görüntülerinde RCA'nın (beyaz oklar) sol sinüs Valsalva'dan köken alarak normal yerine interarteriyel bir seyir göstererek ulaştığı görülüyor. SVÇT: Sağ ventrikül çıkım traktı.

çok sık olarak yarık benzeri (slit-like) orifise sahiptir ve oklüde olabileme eğilimi mevcuttur [27]. Ancak, arterlerin orifisleri her zaman yarık şeklinde değildir. Bu da özellikle egzersiz

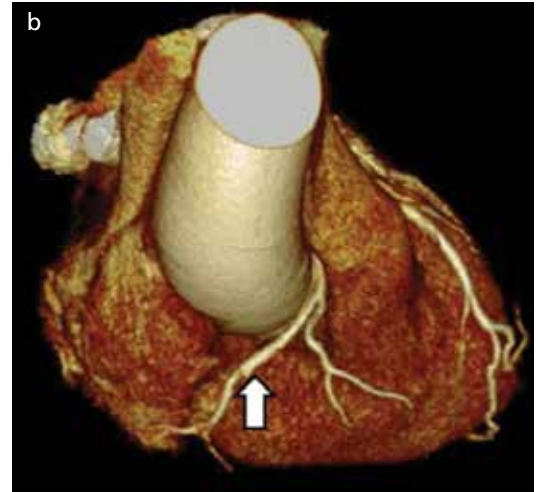
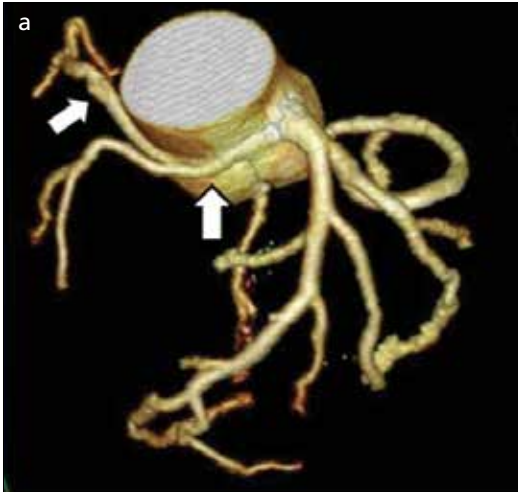


Resim 22. Hacimsel BT görüntüsünde LMCA'nın (beyaz ok) sağ sinüs Valsalva'dan köken aldıktan sonra sol tarafa pulmoner arterin önünden prepulmonik bir seyir göstererek ulaştığı görülüyor. Ön interventriküler sulkusta seyreden LAD (siyah ok) ve LCx (ok başı) görülüyor.

sırasında interarteriyel koroner arterlerin aorta ile pulmoner arter arasında sıkışabileceğini düşündürmektedir [28]. İnterarteriyel pozisyona ek olarak bazı morfolojik özellikler ani kardiyak ölüm riskini arttırmaktadır. Bunlar; (a) yarık şeklinde orifis veya stenotik ostiyum, (b) anomalili koroner arter ile aorta arasında dar aç ve (c) intramural aortik segment (aortik duvar içerisinde arter seyri) varlığıdır (Resim 24). Bütün interarteriyel varyantlar, aortik duvar içerisinde intramural bir segmentte sahiptir. Ancak, ventrikül duvarı içerisinde intramural seyir gösteren miyokardiyal bridging ile karıştırılmamalıdır. RCA, LMCA ve LAD arterin her biri interarteriyel seyir gösterebilir. Ancak LAD ve LMCA'nın ani kardiyak ölüm ile daha sık birliktelik gösterdiği saptanmıştır.

Konjenital fistül

Koroner arter fistülü, bir koroner arter veya onun dalının kardiyak oda veya pulmoner damar gibi düşük basınçlı vasküler bir yatak içerisinde sonlanmasıdır (Resim 25). Popülasyonun %0,1-0,5'inde görülmektedir [12]. Normalde koroner arter sonlanması miyokardiyumdaki kapiller yatak içerisindeydir. Eğer fistül gelişirse, normal miyokardiyumun beslenmesi bozulacaktır [29]. Şu ana kadar literatürde raporlanan koroner arter fistülleri, sağ ve sol atriyum, sağ



Resim 23 a, b. Hacimsel BT görüntülerinde RCA'nın (beyaz oklar) sağ sinüs Valsalva'dan köken alarak interarteriyel seyir gösterdiği ancak hipoplazik olduğu ve sol baskın bir dolaşım olduğu görülüyor. Bu anomalilerde yaklaşım cerrahi olduğu halde RCA hipoplazik olduğundan dolayı bu olguda konservatif tedavi yeterlidir.



Resim 24. Multiplanar reformat BT görüntüsünde sol sinüs Valsalva kökenli RCA'nın (oklar) orijini belirgin bir şekilde daralma gösterdiği görülüyor.

ve sol ventrikül, koroner venöz sistem, ana pulmoner arter ve pulmoner venler içerisinde sonlanmaktadır. En sık fistül sağ ventriküle olmaktadır. Bu tanımlanan sonlanma koroner arterde genişleme ve tortiyoziteye neden olmaktadır. Fistüllerin yaklaşık %60'ı sağ kalp odalarında sonlanmaktadır [30].

Hemodinamik ciddiyeti olmayan anomaliler

Duplikasyon

Sol anterior desandan arteri ve RCA'nın duplikasyonları raporlanmıştır. Bunların içerisinde LAD arterinin duplikasyonu en sık görülür (yaklaşık %1). Sağ koroner arter duplikasyonu ise nadir olup, literatürde şu ana kadar sadece 10 olgu bildirilmiştir [31]. Sol anterior desandan arter duplikasyonlarının dört alt tipi tanımlanmıştır. Bunların ilk 3 tipinde, ana LAD kökenli kısa LAD interventriküler olukta seyir gösterip

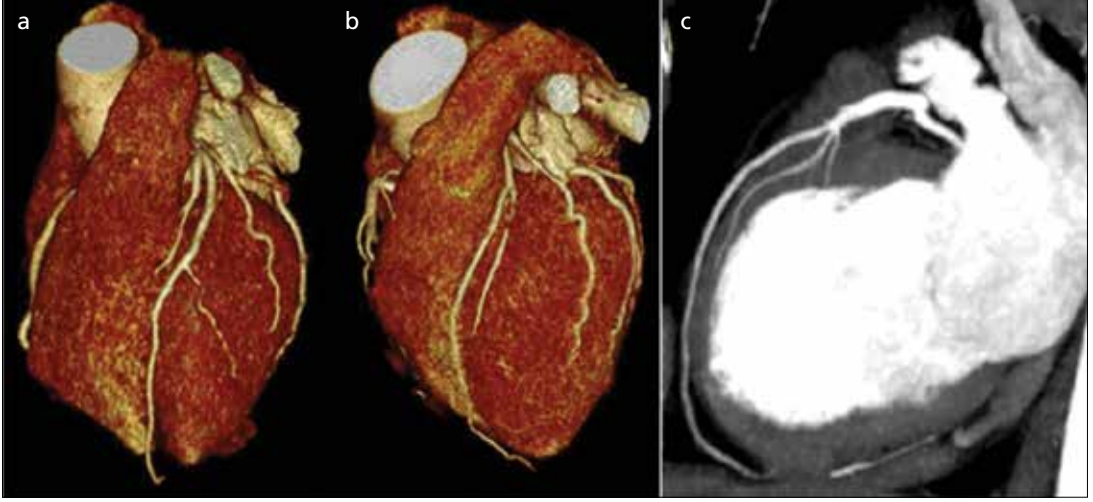


Resim 25. Hacimsel BT görüntüsünde LAD ile pulmoner arter arasındaki fistülün dilate ve tortiyoz bir yumak şeklindeki görüntüsü görülüyor.

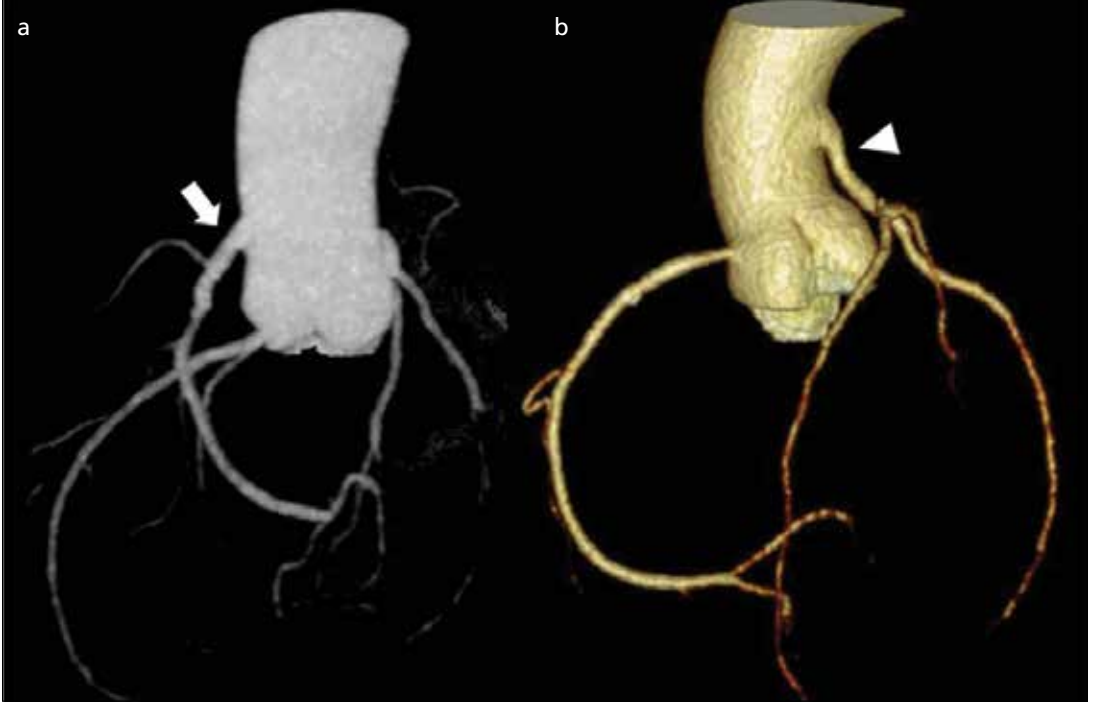
sonlanırken, uzun LAD oluğun solunda ise tip-1 (Resim 26 a), sağında ise tip-2 (Resim 26 b), septumun intramiyokardiyal bölümünde ise tip-3 (Resim 26 c) olarak isimlendirilmektedir. Tip-4 ise önce LMCA'dan köken alan kısa LAD anterior interventriküler sulkusun üst bölümlerinde sonlanırken, sulkusun distal bölümleri RCA'dan köken alıp prepulmonik seyirle sulkusa uzanan uzun LAD tarafından kanlandırılır. En sık tip-1 LAD duplikasyonu görülmektedir [32]. Koroner arter duplikasyonlarında intrensek hemodinamik ciddiyet yoktur, ancak hemodinamik değişikliklerin varlığında cerrahi tedavi yapılmalıdır [33].

Yüksek yerleşimli orijin

Yüksek yerleşimli koroner arter orijini, sinotübüler bileşkedен 1 cm veya daha yukarisından kaynaklanan koroner arterler için kullanılır (Resim 27 a,b) [34]. Bu anomalinin hemodinamik ciddiyeti yoktur, ancak yüksek orijinli koroner



Resim 26 a-c. Hacimsel BT (a, b) ve MIP (c) görüntülerde sırasıyla tip 1, tip 2 ve tip 3 LAD duplikasyon örnekleri görülüyor.

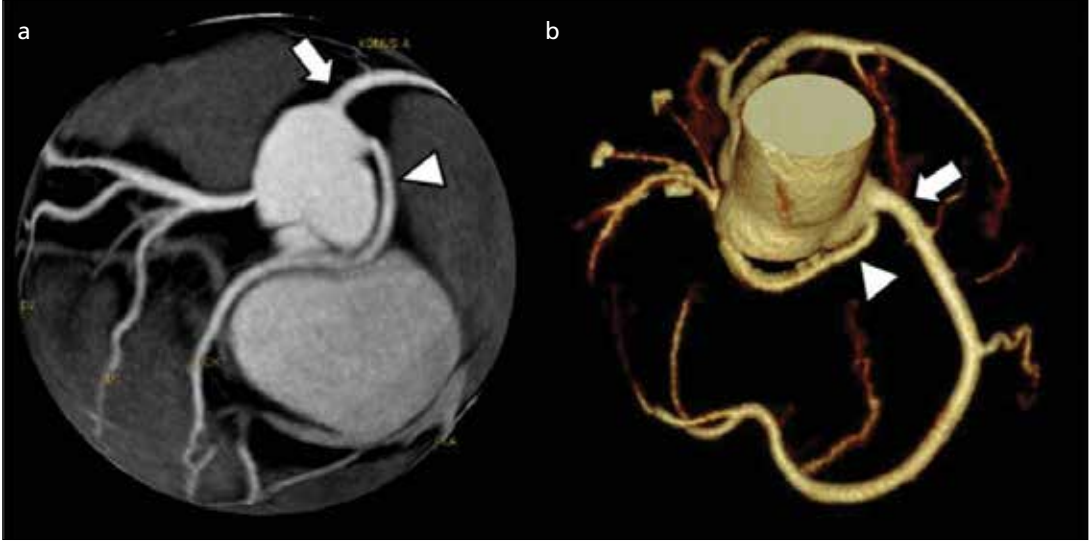


Resim 27 a, b. Hacimsel BT görüntülerinde iki farklı olguda yüksek çıkımlı RCA (beyaz ok) ve LMCA (ok başı) görülüyor.

arterin kateterizasyonu zordur. Ek olarak, yüksek orijinli koroner arterin preoperatif olarak tanımlanması, aort kapak cerrahisi ve çıkan aorta replasmanı için aortotomi yapılan hastalarda önemlidir. Sağ koroner arterin yüksek orijinli olması, literatürde LMCA'dan daha sık olarak tanımlanmıştır. Yüksek yerleşimli RCA, biküspit aortik kapak ile birliktelik gösterebilir [35].

Prepulmonik seyir

Normalde majör koroner arterler, pulmoner outflow trakta ve pulmoner arterin anterior kesiminde asla bulunmazlar. Bazı olgularda anjina ile birlikte olabileceği raporlanmış olsa da, hemodinamik ciddiyeti olmayan seyir anomalisidir. Prepulmonik koroner arterler özellikle Fallot tetralojili olgularda sıklıkla bulunur.



Resim 28 a, b. Hacimsel BT görüntülerinde sağ sinüs Valsalva'da RCA (ok) ile yakın bir noktadan köken alan LCx (ok başı) daha sonra retroaortik (interatriyal) seyirle normal sulama alanına ulaşmaktadır.

Bu hastalarda, pulmoner çıkış trakt stenozunu düzeltmek için yapılan cerrahi işlemlerde prepulmonik arterlerin yaralanma riski mevcuttur [36]. En sık görülen prepulmonik seyir gösteren koroner arter LMCA'dır (Resim 22). Sağ koroner arter, LAD arterinden köken alarak prepulmonik seyir gösterebilir.

Transseptal seyir

Bir koroner arter, kontralateral arterden ve koroner sinüsten köken alır ve septal miyokardiyum boyunca seyrederse, transseptal koroner arter olarak isimlendirilir. Transseptal koroner arterin, interarteriyal koroner arterden ayrımı zor olabilir. Sagittal planda, bir transseptal arter, interarteriyal koroner artere göre daha düşük yerleşimli olup, krista supraventrikularise göre kaudal yerleşimlidir. Kısa aksa, transseptal arter, genellikle bazı noktalarda septal miyokardiyum ile çevrelenir. Ek olarak, transseptal arter yarık şeklinde bir orifise sahip değildir. Üç boyutlu görüntüleme, transseptal arterin aşağı doğru eğimi görülebilir. Bu konvansiyonel anjiyografide "hamak işareti" olarak bilinmektedir [37]. Genellikle transseptal arter LAD veya LMCA'dır.

Retroaortik seyir

Genellikle retroaortik arterler, RCA'dan ve sağ sinüs valsalvadan kaynaklanıp LMCA ve

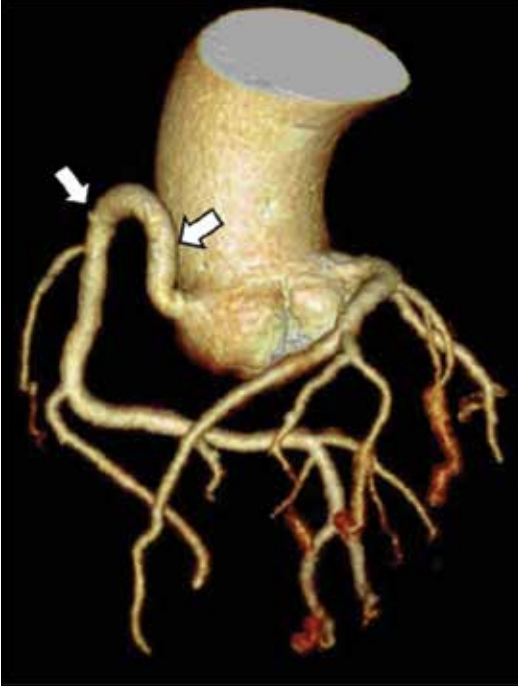
LCx dağılımını besler. Retroaortik arter posteriyora doğru seyrederek posteriyor aorta (nonkoroner sinüs) ile interatriyal septum arasından geçer (Resim 28). Bu lokalizasyonda normalde hiçbir vasküler yapı bulunmaz. Bu varyantın hemodinamik olarak herhangi bir ciddiyeti yoktur. Ancak aort kapak cerrahisinde bu arter varlığına dikkat edilmezse komplikasyonlar oluşabilir.

Çoban Değneği (Shepherd's crook) RCA

Bu anomalide, RCA aortadan orijini sonrasında tortüöz bir seyir gösterir ve orijininin daha üst bir seviyeye çıkarak akut açılma yapar (Resim 29). Sağ koroner arter normal orijini olan sağ koroner sinüsten kaynaklanmaktadır. Prevalansının %5 olduğu raporlanmıştır [38]. Bu anomalinin hemodinamik olarak bir ciddiyeti yoktur. Ancak kateter anjiyografide mevcut vasküler king nedeniyle işlem sırasında zorluk yaşanabileceği bilinmelidir.

Kalp dışı sistemik sonlanmalar

Bir koroner arterin sistemik arteriyal sonlanması yaygın bir bulgu değildir. Sistemik sonlanma ile koroner arter fistülünün ayrımı önemlidir. Koroner arter fistülünde arterler tortüöz ve dilatedir. Sistemik sonlanmalarda ise arteriyal yapılarda dilatasyon ve tortüöz seyir saptanmaz. Kardiyak BT'de koroner arterlerin sistemik ar-



Resim 29. Çoban değneği (shepherd's crook) RCA anomalisi. Hacimsel BT görüntüsünde RCA (oklar) sağ sinüs Valsalva'dan köken aldıktan sonra akut açılma yaparak daha yüksek bir seviyeye çıkmakta ve daha sonra aşağı yönelerek normal yerine gelmektedir.

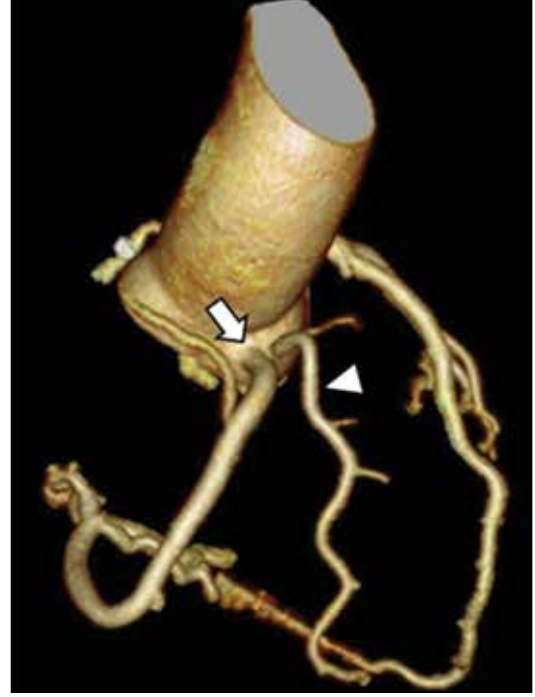
terler ile birleşmesi ince kalibrasyondan dolayı tanımlanamayabilir. Bu arterler ancak iki arteriyal yapı arasında basınç farkı varsa görülür hale gelirler. Bazı yazarlar, koroner arter-sistemik arter bağlantılarının tahmin edilenin altında olabileceğini savunmuşlardır [39].

Diğer koroner arter anomalileri **Multipl ostiyum**

Her iki sinüs valsalvada çok sayıda ostiyum görülebilir. Sağda konus arteri genellikle (%50-60) RCA'dan köken almakla birlikte, direkt olarak sağ sinüs valsalvadan çıkabilir (Resim 30). Solda ise bazı olgularda (<%1) LMCA toplam olarak yoktur ve LAD ve LCx sol sinüs valsalvadan ayrı ayrı çıkarlar. Bu varyasyonun bilinmesi kardiyak cerrahi ve selektif kateterizasyon sırasında önemlidir [12].

Tek koroner arter

Tüm kalbin kanlanmasını sağlayan arterlerin tek bir yerden çıkması durumudur. Oldukça

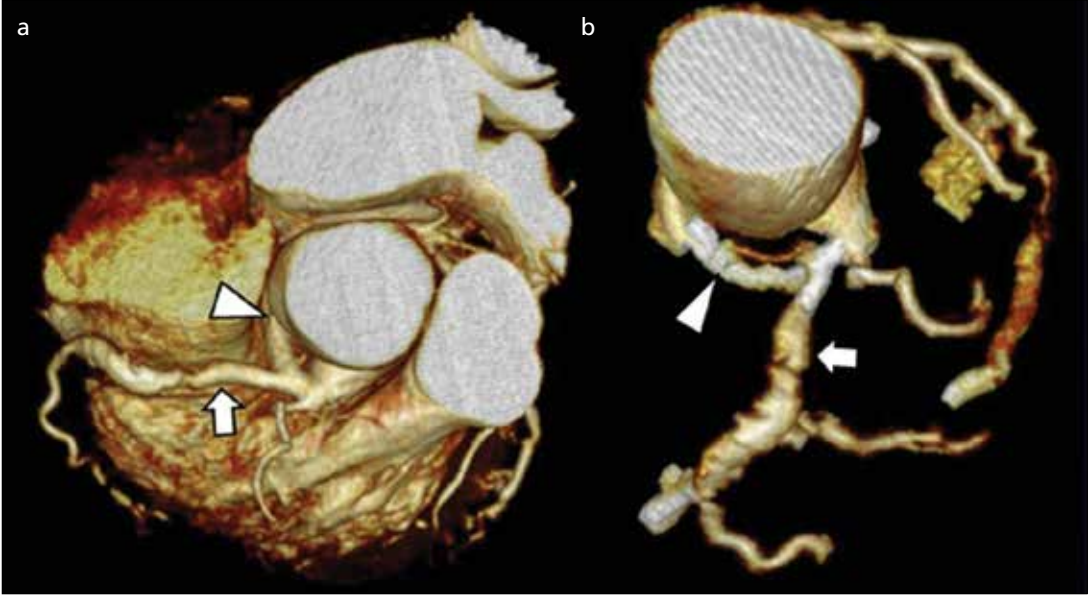


Resim 30. Multipl ostiyum anomalisi. Hacimsel BT görüntüsünde sağ sinüs Valsalva'dan RCA (ok) dışında hem konus arterini veren hem de sağ ventrikül serbest yüzünü kanlandıran ikinci bir arterin (ok başı) çıktığı görülüyor.

nadir olup, popülasyonun %0,024-0,044'ünde görülür [40]. Bu anomalide iki olasılık mevcuttur. Karşı tarafın arter ve arterleri çıkım sonrasında, bu ana koroner arterden ayrılarak kendi sulama alanına gidebilir (Resim 31) veya bu ayrılma olmazsa bu arter tüm kalbi dolaşarak kanlandırır. Bu anomalide iki tip risk vardır. Birincisi aortadan tek bir koroner arter çıktığından, bu kök üzerindeki darlıklarda tüm kalbin kanlanması aynı anda bozulur [12]. Diğeri ise, karşı taraftan çıkan koroner arter kendi sulama alanına geçerken aorta ile pulmoner arter arasından geçerse bu durumda ani ölüm riski ortaya çıkar.

Koroner arterlerin karşı taraf sinüs ve nonkoroner sinüsten köken alması

Bu olgularda RCA veya LMCA karşı sinüs valsalvadan köken alabileceği gibi, LAD ve LCx'de ayrı ayrı sağ sinüste köken alabilir [41]. Bu anormal kökenli arterler kendi sulama alanlarına giderken öncesinde anlatıldığı



Resim 31 a, b. Hacimsel BT görüntülerinde RCA (ok) ve LMCA'nın (ok başı) sağ sinüsten ortak bir köklediği ve daha sonra LMCA'nın retroaortik seyirle kendi sulama alanına geçtiği görülüyor.



Resim 32 a-c. MIP görüntülerde LAD'da derin tipte (a), uzun segment miiks tipte (b) ve aynı olguda hem derin hem de yüzeysel tipte (c) miyokardiyal köprüleşmeler görülüyor.

gibi interarteriyel, retroaortik, prepulmonik ve transeptal şeklinde seyir gösterebilir. Sağ koroner arter'nin sol sinüs valsavadan köken alması %0,03-%0,17 sıklıkla görülmektedir [42]. Bu olgularda RCA en sık interarteriyel seyir gösterir (Resim 21,23). Sol anterior desandan arterde sağ sinüs valsavadan köken alması sonrasında en sık izlediği yolda interarteriyel seyirdir. Diğer görülen bir anomali de RCA veya LMCA'nın nonkoroner sinüsten köken almasıdır [14]. Görülme sıklığı %0,03 olarak bildirilmektedir, ancak klinik bir önemi yoktur.

Miyokardiyal köprüleşme

Normal koroner arterler epikardiyal seyirli olup, çevrelerinde yağ tabakası vardır. Bu seyir sırasında bazen lokal olarak miyokart içerisine girerek intramiyokardiyal seyir gösterirler. Bu durum miyokardiyal köprüleşme olarak isimlendirilmektedir (Resim 32a-c). Kardiyak BT anjiyografi ile yapılan bir çalışmada Türk toplumunda görülme sıklığının %3,5 olduğu bildirilmiştir. En sık LAD üzerinde ve onun orta segmentinde görülmektedir. Sistol sırasında köprüleşmenin olduğu arterde daralma olabilir. Genellikle asemptomatik olabilmekle

birlikte göğüs ağrısı, aritmi, enfarkt veya ani ölüm bildirilmiştir [22].

Kaynaklar

- [1]. Kini S, Bis KG, Weaver L. Normal and variant coronary arterial and venous anatomy on high-resolution CT angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188: 1665-74.
- [2]. Austen WG, Edwards JE, Frye RL, Gensini GG, Gott VL, Griffith LS, et al. A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease. Report of the Ad Hoc Committee for Grading of Coronary Artery Disease, Council on Cardiovascular Surgery, American Heart Association. *Circulation* 1975; 51: 5-40.
- [3]. Leta-Petracca R. Normal anatomy and congenital abnormalities of the coronary arteries. In: Pons-Llado G, Leta-Petracca R, eds. *Atlas of non-invasive coronary angiography by multidetector computed tomography*. 1st ed. New York: Springer; 2006.p.15-42.
- [4]. Öztürk E, Sağlam M, Bozlar U, Kemal Sivrioğlu A, Karaman B, Onat L, et al. Arterial supply of the sinoatrial node: a CT coronary angiographic study. *Int J Cardiovasc Imaging* 2011; 27: 619-27.
- [5]. Öztürk E, Sönmez G, Kardeşoğlu E, İncedayı M. Dual sinoatrial node arteries. *Surg Radiol Anat* 2011; 33: 555-6.
- [6]. Kızılkaya E. Coronary artery anatomy. *Türkiye Klinikleri J Radiol-Special Topics* 2011; 4: 7-12.
- [7]. Öztürk E, Duran C, öG, Sıldıroğlu HO, Velioglu M, Bozlar U, et al. Arterial supply of the posterior interventricular sulcus: a CT coronary angiographic study. *Surg Radiol Anat* 2011; 33: 27-34.
- [8]. Sundaram B, Patel S, Bogot N, Kazerooni EA. Anatomy and Terminology for the Interpretation and Reporting of Cardiac MDCT: Part 1, Structured Report, Coronary Calcium Screening, and Coronary Artery Anatomy. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 192: 574-83.
- [9]. Kim SY, Seo JB, Do KH, Heo JN, Lee JS, Song JW. Coronary Artery Anomalies: Classification and ECG-gated Multi-Detector Row CT Findings with Angiographic Correlation. *RadioGraphics* 2006; 26: 317-34.
- [10]. Fujimoto S, Kondo T, Orihara T, Sugiyama J, Kondo M, Kodama T, et al. Prevalence of anomalous origin of coronary artery detected by multi-detector computed tomography at one center. *J Cardiol* 2011; 57: 69-76.
- [11]. Cademartiri F, La Grutta L, Malagò R, Alberghina F, Meijboom WB, Pugliese F, et al. Prevalence of anatomical variants and coronary anomalies in 543 consecutive patients studied with 64-slice CT coronary angiography. *Eur Radiol* 2008; 18: 781-91.
- [12]. Öztürk E. Coronary artery variations. *Türkiye Klinikleri J Radiol-Special Topics* 2011; 4: 13-8.
- [13]. Schmitt R, Froehner S, Brunn J, Wagner M, Brunner H, Cherevaty O, et al. Congenital anomalies of the coronary arteries: imaging with contrast-enhanced, multidetector computed tomography. *Eur Radiol* 2005; 15: 1110-21.
- [14]. Komatsu S, Sato Y, Ichikawa M, Kunimasa T, Ito S, Takagi T, et al. Anomalous coronary arteries in adults detected by multislice computed tomography: presentation of cases from multicenter registry and review of the literature. *Heart Vessels* 2008; 23: 26-34.
- [15]. Shriki JE, Shinbane JS, Rashid MA, Hindoyan A, Withey JG, DeFrance A, et al. Identifying, characterizing, and classifying congenital anomalies of the coronary arteries. *Radiographics* 2012; 32: 453-68.
- [16]. Greenberg MA, Fish BG, Spindola-Franco H. Congenital anomalies of the coronary arteries. Classification and significance. *Radiol Clin North Am* 1989; 27: 1127-46.
- [17]. Karadağ B, Ayan F, İsmailoğlu Z, Göksedef D, Ataev Y, Vural VA. Extraordinary cause of ischemic chest pain in a young man: congenital ostial atresia of the right coronary artery. *J Cardiol* 2009; 54: 335-8.
- [18]. İlia R, Jafari J, Weinstein JM, Battler A. Absent left circumflex coronary artery. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1994; 32: 349-50.
- [19]. Levisman J, Budoff M, Karlsberg R. Congenital atresia of the left main coronary artery: cardiac CT. *Catheter Cardiovasc Interv* 2009; 74: 465-7.
- [20]. Fortuin NJ, Roberts WC. Congenital atresia of the left main coronary artery. *Am J Med* 1971; 50: 385-9.
- [21]. Ghosh PK, Friedman M, Vidne BA. Isolated congenital atresia of the left main coronary artery and atherosclerosis. *Ann Thorac Surg* 1993; 55: 1564-5.
- [22]. Kantarcı M, Duran C, Durur İ, Alper F, Onbaş O, Gülbaran M, et al. Detection of myocardial bridging with ECG-gated MDCT and multiplanar reconstruction. *ACR Am J Roentgenol* 2006; 186: 391-4.
- [23]. Pfannschmidt J, Ruskowski H, de Vivie ER. Bland-White-Garland syndrome: clinical aspects, diagnosis, therapy [in German]. *Klin Padiatr* 1992; 204: 328-34.
- [24]. Peña E, Nguyen ET, Merchant N, Dennie G. AL-CAPA syndrome: not just a pediatric disease. *Radiographics* 2009; 29: 553-65.
- [25]. Radke PW, Messmer BJ, Haager PK, Klues HG. Anomalous origin of the right coronary artery: preoperative and postoperative hemodynamics. *Ann Thorac Surg* 1998; 66: 1444-9.
- [26]. Duran C, Kantarcı M, Durur Subaşı İ, Gülbaran M, Sevimli S, Bayram E, et al. Remarkable anatomic anomalies of coronary arteries and their clinical importance: a multidetector computed tomography angiographic study. *J Comput Assist Tomogr* 2006; 30: 939-48.
- [27]. Apitzsch J, Kühl HP, Mühlenbruch G, Mahnken AH. Unusual malignant coronary artery anomaly: results of coronary angiography, MR imaging, and multislice CT. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2010; 33: 389-93.

- [28]. Barth CW 3rd, Roberts WC. Left main coronary artery originating from the right sinus of Valsalva and coursing between the aorta and pulmonary trunk. *J Am Coll Cardiol* 1986; 7: 366-73.
- [29]. Carrel T, Tkebuchava T, Jenni R, Arbenz U, Turina M. Congenital coronary fistulas in children and adults: diagnosis, surgical technique, and results. *Cardiology* 1996; 87: 325-30.
- [30]. Wilde P, Watt I. Congenital coronary artery fistulae: six new cases with a collective review. *Clin Radiol* 1980; 31: 301-11.
- [31]. Karaosmanoğlu D, Karçaaltıncaba M, Akata D. Duplicated right coronary artery: multidetector CT angiographic findings. *Br J Radiol* 2008; 81: 215-7.
- [32]. Agarwal PP, Kazerooni EA. Dual left anterior descending coronary artery: CT findings. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191: 1698-701.
- [33]. Sajja LR, Farooqi A, Shaik MS, Yarlagadda RB, Baruah DK, Pothineni RB. Dual left anterior descending coronary artery: surgical revascularization in 4 patients. *Tex Heart Inst J* 2000; 27: 292-6.
- [34]. Thakur R, Dwivedi SK, Puri VK. Unusual "high take off" of the right coronary artery from the ascending aorta. *Int J Cardiol* 1990; 26: 369-71.
- [35]. Palomo AR, Schrage BR, Chahine RA. Anomalous origin of the right coronary artery from the ascending aorta high above the left posterior sinus of Valsalva of a bicuspid aortic valve. *Am Heart J* 1985; 109: 902-4.
- [36]. Davis JT, Teske DW, Allen HD, Cohen DM, Schauer GM. Anomalous course of the left main coronary artery in tetralogy of Fallot. *Ann Thorac Surg* 1996; 61: 229-31.
- [37]. Yamanaka O, Hobbs RE. Coronary artery anomalies in 126,595 patients undergoing coronary arteriography. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1990; 21: 28-40.
- [38]. Gossman DE, Tuzcu EM, Simpfendorfer C, Beck GJ. Percutaneous transluminal angioplasty for shepherd's crook right coronary artery stenosis. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1988; 15: 189-91.
- [39]. Moberg A. Anastomoses between extracardiac vessels and coronary arteries. I. Via bronchial arteries: post-mortem angiographic study in adults and newborn infants. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 1967; 6: 177-92.
- [40]. Zeina AR, Blinder J, Sharif D, Rosenschein U, Bar-meir E. Congenital coronary artery anomalies in adults: non-invasive assessment with multidetector CT. *Br J Radiol* 2009; 82: 254-61.
- [41]. Levin DC, Fellows KE, Abrams HL. Hemodynamically significant primary anomalies of the coronary arteries: angiographic aspects. *Circulation* 1978; 58: 25-34.
- [42]. Yamanaka O, Hobbs RE. Coronary artery anomalies in 126,595 patients undergoing coronary arteriography. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1990; 21: 28-40.

Normal Koroner Anatomi ve Varyasyonlar

Ersin Öztürk, Ali Kemal Sivrioğlu

Sayfa 36

Koroner arterlerin, besledikleri miyokardiyal alanların dağılımları oldukça farklılık göstermektedir. Ancak RCA, hemen hemen daima sağ ventrikülü, LMCA ise ventriküler septumun ön kısmını ve sol ventrikül ön duvarını besler. Sol ventrikülün geri kalan bölümleri ise, baskınlık gösteren koroner arter tarafından beslenir.

Sayfa 39

Kalbin dört odacığının keşişim yeri olan kruks kordis düzeyinde posteriyor desendan arter (PDA) ve posterolateral dallara (PLD) ayrılır. Posteriyor desendan arter, interventriküler septumu beslerken, PLD ise sol ventrikül posteriyor duvarını beslemektedir. Posteriyor interventriküler septumun beslenmesi RCA, LCx ve sol anterior desendan arter (LAD) kökenli arterlerin değişik kombinasyonlarından sağlanmaktadır.

Sayfa 40

Sol ana koroner arterin en sık varyasyonu, popülasyonun yaklaşık 1/3'ünde görülen trifurkasyondur.

Sayfa 44

Koroner arter anomalileri değişik şekillerde sınıflandırılabilir. Ancak genel olarak 2 başlık altında toplanabilir; hemodinamik ciddiyeti olan anomaliler ve hemodinamik olarak ciddiyeti olmayan anomaliler.

Sayfa 46

İnterarteriyal haricindeki diğer seyir varyasyonlarında (prepulmonik, transseptal veya retroaortik) intrinsik hemodinamik değişiklikler olmazken, interarteriyal seyirde ani kardiyak ölüm ile birliktelik izlenebilir.

Normal Koroner Anatomi ve Varyasyonlar

Ersin Öztürk, Ali Kemal Sivrioğlu

1. Aşağıdakilerden hangisi her zaman sağ koroner arterden köken alır?
 - a. Konus arteri
 - b. Sinoatriyal nodal arter
 - c. Akut marjinal dallar
 - d. Posteriyor lateral dallar
2. Koroner arterler için aşağıdaki seyir yollarından hangisi ani ölümle birliktelik gösterebilir?
 - a. Transseptal
 - b. Prepulmonik
 - c. İnterarteriyel
 - d. İnteratriyal
3. Aşağıdakilerden hangisi sol koroner arter için olası değildir?
 - a. Sağ sinüs valsavadan çıkış
 - b. Atrezi
 - c. Yüksek çıkım
 - d. Duplikasyon
4. Aşağıdakilerden hangisinin hemodinamik olarak ciddiyeti olduğu söylenemez?
 - a. Multipl ostiyum
 - b. Konjenital fistül
 - c. Pulmoner arterden köken alma
 - d. Atrezi
5. Koroner venler aşağıdakilerden hangisine açılarak sonlanır?
 - a. Süperiyor vena kava
 - b. İnferyor vena kava
 - c. Sağ atriyum
 - d. Sol atriyum

Koroner Arter Hastalığı

Mustafa Koplay^a, Cengiz Erol^b

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Ateroskleroz patofizyolojisi
- Koroner arter hastalığında tanı yöntemleri
- Çok kesitli BT koroner anjiyografi ile koroner arter plaklarının değerlendirilmesi
- Koroner arter hastalığının tespitinde BT teknolojisinin gelişimi
- Kaynaklar

Gelişmiş ve gelişmekte olan ülkelerde prevalansı gittikçe artan koroner arter hastalığı (KAH) Dünyada morbidite ve mortalitenin en önde gelen nedenlerinden biri olmaya devam etmektedir. Amerika Birleşik Devletleri'nde yaklaşık 16 milyon kişinin KAH'tan muzdarip olduğu ve bunların çoğunluğunun da asemptomatik olduğu ifade edilmektedir [1, 2]. Dünya Sağlık Örgütü istatistiklerine göre 2007 yılında Dünyadaki ölümlerin %33,7'sinin kardiyovasküler hastalıklara, %29,5'inin ise kansere bağlı olduğu bildirilmektedir [3]. Kardiyovasküler hastalıkların maliyetinin, diğer hastalık gruplarına göre daha fazla olması da ülke ekonomileri açısından KAH'ın önemini ortaya koymaktadır [3, 4].

Ateroskleroz patofizyolojisi

Koroner arter hastalığında, ortaya çıkan semptom ve bulgular KAH'a bağlı olarak gelişen bölgesel kan akım farklılıklarının bir sonucudur [4]. Kardiyak iskemi olgularının %90'ından fazlasında koroner arter tıkanıklı-

ğına sekonder azalan koroner arter kan akımı sorumludur. Ateroskleroz patofizyolojisinin ve risk faktörlerinin bilinmesi KAH'ın tanınmasında ve etiyolojisinin açıklanmasında katkı sağlayacaktır [5].

Ateroskleroza katkıda bulunan mekanizmalar oldukça karmaşık ve çok sayıdadır. Uzun süre ateroskleroz oluşumunun damar içerisinde pasif bir lipit depolanmasına bağlı olduğu ve zamanla lipit birikiminin artması ile damarların tamamen tıkanıldığı sanılmıştır [6]. Ancak arteriyel yapıların ateroskleroz oluşumuna direkt katkısının anlaşılması üzerine, yeni teoriler ortaya atılmıştır. Teorilerin çoğu dislipidemi, hiperkoagülabilité, endotel disfonksiyonu, oksidatif stres, enflamasyon ve enfeksiyonun bu süreçte sorumlu olduğu üzerine kuruludur [5].

Yapılan çalışmalarda elde edilen bulgular aterosklerozun, basitçe, damar duvarında ortaya çıkan lipit birikiminden ziyade, enflamatuvar bir hastalık olduğunu düşündürmektedir [7]. Koroner arter hastalığı gelişiminde, enflamasyonun önemli bir rol üstlendiği ilk kez 1966

^aSelçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Konya, Türkiye

^bMedipol Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

✉ Mustafa Koplay • koplaymustafa@hotmail.com

yılında Constantinides'in plak histolojisi çalışmaları, yoğun bir enflamasyon ve makrofaj infiltrasyonunu göstermesi ile anlaşılmıştır [8].

Son zamanlardaki bilgilerimize göre ateroskleroz, multifaktöriyel ve çok aşamalı bir hastalık olup, başlangıcından son dönemine kadar her aşamasında progresyon gösteren kronik enflamasyon rol almaktadır. Eşlik eden her risk faktörü de enflamatuvar süreci hızlandırarak patogeneze katkıda bulunmaktadır [4].

Koroner arter hastalığında, değiştirilebilen ve değiştirilemeyen risk faktörleri tanımlanmıştır. Yaşam tarzının kontrolüyle değiştirilebilen risk faktörleri sigara içiciliği, obezite ve fizyolojik inaktivitedir. Ayrıca medikal tedavi ve diyet yardımıyla düzeltilebilecek risk faktörleri arasında hipertansiyon, lipit metabolizma bozuklukları, diabetes mellitus ve insülin rezistansı sayılabilir. Değiştirilemeyen risk faktörleri ise yaş, cinsiyet, aile hikayesi ve genetik faktörlerdir. Daha yeni tanımlanan risk faktörleri ise homosistein, trombotik risk faktörleri, lipoprotein (a) ve enflamatuvar faktörlerdir [5].

Yapılan çalışmalar, bu risk faktörlerinin genel enflamatuvar bir yanıtı başlatarak vücutta yaygın bir reaksiyon oluşturduğunu göstermektedir. Vücutta risk faktörlerine yanıt olarak hem sistemik akut faz reaktanları aktive olur, hem de endotel hasarına bağlı olarak adezyon molekülleri, büyüme faktörleri ve sitokinler salınmaya başlar [6]. Sonuçta, enflamasyona, trombosit birikimine ve koroner arterlerde vazokonstriksiyona neden olarak ateroskleroz sürecini başlatır [9, 10].

Ateroskleroz genel olarak, çocukluk çağından itibaren başlayan ve uzun bir süre klinik olarak sessiz seyrettikten sonra, orta ve geç yetişkinlik döneminde klinik belirti veren ilerleyici bir hastalıktır. Ateroskleroz 3 temel sürecin sonucu olarak ortaya çıkmaktadır [5, 11, 12]. Bunlar intimal düz kas hücrelerinin birikimine eşlik eden değişken sayıda makrofaj ve T-lenfosit birikimi; düz kas hücre proliferasyonuna sekonder kollajen, elastik lifler ve proteoglikanları da içeren büyük miktarda bağ dokusu matriksinin oluşumu; ve bağ dokusunda ve hücrelerin içerisinde serbest kolesterol ve esas

olarak da kolesterol ester formunda lipit birikimi olup, bu süreçler patolojik intimal kalınlaşma ile sonuçlanır [5]. Hücre içinde ve dışında yağ birikimi ve damar duvarının düşük dansiteli lipoproteinle (LDL) sıvanması "aterom evresi" olarak isimlendirilir. Düz kas hücrelerinin proliferasyonu ile başlangıç aşamasından daha sağlam bir yapıya dönüşen plak "fibroaterom" adını alır [9]. Bu aşamada ya da daha sonra olaya kalsifikasyon eşlik etmeye başlar.

Lipoprotein birikimi, enflamasyon, düz kas hücre proliferasyonu, apoptozis, nekroz ve fibrozis gibi ateroskleroza yol açan moleküler ve hücresele olaylar, koroner damarlarda artmış plak hacmi, pozitif remodeling, kalsifiye olmayan plaklarda lipoprotein birikimi ve kalsifikasyon gelişimi gibi belirli değişikliklere neden olur [13, 14]. **Damar duvarında plak oluşuktan sonra, damar lümeninde belirgin daralma olmadan plağın duvar dışına doğru büyümesi, yeniden şekillenme ya da "pozitif remodeling" olarak isimlendirilir. Aterom plaklarının fibröz komponentinin enflamatuvar süreci takiben incilmesi ile plakta aşınma veya rüptür meydana gelebilir. Tekrarlayan hemorajiler ve iyileşme süreçleri sonrasında skar dokusu oluşur ve lümen daralmalar ortaya çıkar. Bu duruma da "negatif remodeling" adı verilir [9].**

Aterosklerozun en erken lezyonları genç çocuklarda ve infantlarda görülebilen ve "fatty streak" (yağlı çizgilenme) olarak adlandırılan lezyonlar olup, genellikle klinik olarak sessizdirler ve "intimal ksantoma" olarak da bilinirler [5, 9]. Fibröz plaklar ise, erken erişkin döneminde ve yaşın ilerlemesiyle ortaya çıkarlar [12].

Ateroskleroz aorta yanında, karotis, koroner, serebral ve popliteal arterler gibi orta büyüklükte olan elastik damarların duvarlarını tutan kronik, enflamatuvar, sistemik bir hastalıktır [5, 9]. Koroner arter hastalığı, koroner arterlerin aterosklerotik plaklarla tıkanması, besledikleri miyokart sahasının iskemisi ve buna bağlı olarak semptomların ortaya çıkması ile karakterize olan bir klinik tablodur. Klinik olarak KAH ani ölüm, akut miyokart iskemisi, kronik koroner kalp hastalığı ve konjestif kalp yetmezliği şeklinde görülebilir. Klinik

belirti vermiş KAH'da hastanın yaşam beklentisi ortalama olarak 10-12 yıl olup, 1 dakika ile on yıllar arasında değişmektedir. Akut koroner sendrom, aterosklerotik plağın rüptürü ya da erozyonu sonrasında oluşan trombotik reaksiyona bağlı olarak gelişen acil bir klinik tablodur. Tekrarlayan ataklar sonucunda damar lümeninde genellikle stenoz izlenir. Sonuçta koroner arterlerde tam oklüzyon oluştuğunda, klinik olarak ani miyokart enfarktüsü ve ölüm görülebilir. Yeterli bir kollateral dolaşım mevcut ise, klinik olarak sessiz seyrederek ya da önemli bir bulgu vermez.

Aterosklerotik plaklar, stabil (kararlı) ve unstable (kararsız) plaklar olarak 2 tiptir. Unstable plaklar aterosklerozun akut klinik semptomlarının en önemli sebebidir. Bu plak tipinin rüptür ihtimali daha yüksektir. Plak rüptürü, fissür plak, plak içi kanama ve erozyon unstable plakların farklı fenotipleri olup "hassas plak" gibi plak instabilitesine eğilimli lezyonları tanımlamakta ve maalesef terim olarak çoğunlukla birbirinin yerine kullanılmaktadır. Ayrıca, unstable plakların farklı fenotipleri çoğunlukla plak rüptürü olarak adlandırılır [15].

Virmani ve ark. [16] ile Lutgens ve ark. [15] plak rüptürünü, plağın üzerini örten ile lipit çekirdek arasındaki fibröz kapsül devamlılığının bozulması olarak tanımlamıştır. Plak içi kanama ise, plak içerisinde kan ürünlerinin birikimi olarak tanımlanır ve aterosklerotik plak rüptürü ile zorunlu bir ilişkisi yoktur [17].

Unstable plakların merkezinde yoğun lipit birikimi, enflamatuvar ve ölü hücrelerden oluşan bir çekirdek mevcut olup, bunu saran fibröz kapsül düzensiz ve kırıkandır. Stabil plaklarda düz kas hücreleri daha yoğun olup, sağlam bir fibröz kapsüle sahiptir [9]. Oluşturduğu enflamasyon daha düşük dereceli olup, plak rüptür ihtimali de daha azdır.

Amerikan Kalp Derneği Komitesinin (AHA-American Heart Association) 1995 yılında yayınladığı aterosklerotik lezyonların sınıflamasına göre yüzey defekti ve/veya hematoma-hemoraji ve/veya trombüs içeren komplike lezyonlar ile fibroaterom ve aterom evresinde olan lezyonlar aterosklerozun morbidite ve mortalitesinin çoğundan sorumlu olan lezyon-

lardır [15, 18]. Amerikan Kalp Derneği sınıflaması 2000 yılında Stary ve ark. [17] tarafından güncellendi ve Virmani ve ark. [16] tarafından modifiye edildi. Modifiye, AHA sınıflamasında aterosklerotik plaklar daha ayrıntılı bir şekilde tanımlanmıştır.

Koroner arter hastalığında tanı yöntemleri

Koroner arter hastalığının tespitinde invazif bir tetkik olan konvansiyonel koroner anjiyografi (KKA) kullanılmakta olup, üstün uzaysal ve temporal rezolüsyonu nedeniyle altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak bu tekniğin, işleme bağlı morbidite (%1,5) ve mortalite (%0,2) riski içermesinin yanında, invazif ve pahalı olması ve de kısa süre de olsa hastanede yatış gerektirmesi önemli dezavantajlarıdır [19]. Ayrıca, invazif KKA incelemesi bazen sadece KAH'ın varlığı ve yaygınlığının tespiti için yapılmaktadır. Bu yüzden, noninvazif görüntüleme yöntemlerine olan ihtiyaç daha da artmıştır. Son yıllarda, çok kesitli BT (ÇKBT) koroner anjiyografi, manyetik rezonans görüntüleme (MRG), pozitron emisyon tomografisi (PET) ve bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi (SPECT) gibi görüntüleme yöntemleri hızlı bir şekilde gelişme göstermiştir. Koroner arter hastalığının değerlendirilmesinde kardiyak MRG'nin kullanımı, yeni teknik gelişmeler olmasına rağmen, uzun tarama zamanı, geniş alanı tarama eksikliği ve değişken protokoller nedeniyle sınırlıdır. Pozitron emisyon tomografisi ve SPECT ise kardiyak fonksiyon hakkında mükemmel bilgi vermesine rağmen, koroner plak karakterizasyonu yanı sıra, koroner lümen hakkında sınırlı bilgi sağlaması ve anatomik detay bilgisinin yetersiz olması nedeniyle KAH tanısında rutin olarak kullanılmamaktadır [3].

Intravasküler ultrason (İVUS) koroner arterlerin kesitsel görüntülenmesine ve koroner aterosklerotik plakların kapsamlı değerlendirilmesine imkan sağlar. Ancak işlemin invazif karakteri anjiyografi sırasında komplikasyon riskini arttırmakta, pahalı ve zaman alıcı ol-

ması nedeniyle plak karakterizasyonunun rutin değerlendirilmesinde kullanılmamaktadır [20].

Son on yılda koroner aterosklerozun değerlendirilmesinde ÇKBT koroner anjiyografinin kullanımı gittikçe yaygınlaşmaktadır. Çok kesitli bilgisayarlı tomografi koroner anjiyografinin tanınal doğruluğu, plak karakterizasyonu ve hacminin ölçülmesinde ve vasküler morfolojinin değerlendirilmesinde etkinliği KKA ve İVUS ile karşılaştırılarak yapılan çok sayıda araştırma ile değerlendirilmiştir.

Çok kesitli bilgisayarlı tomografi koroner anjiyografi 3 boyutlu izometrik görüntüleme özelliği ile koroner arter ve dalları hakkında mükemmel anatomik detay sağlayarak KAH tanısında başarılı bir şekilde kullanılmaktadır [3, 21]. Bilinen veya şüpheli KAH olan hastalarda mortalite ve tahmini kardiyak olaylar hakkında bağımsız prognostik bilgi sağlar ve aterosklerotik plak karakterizasyonunu ve miktarını belirler.

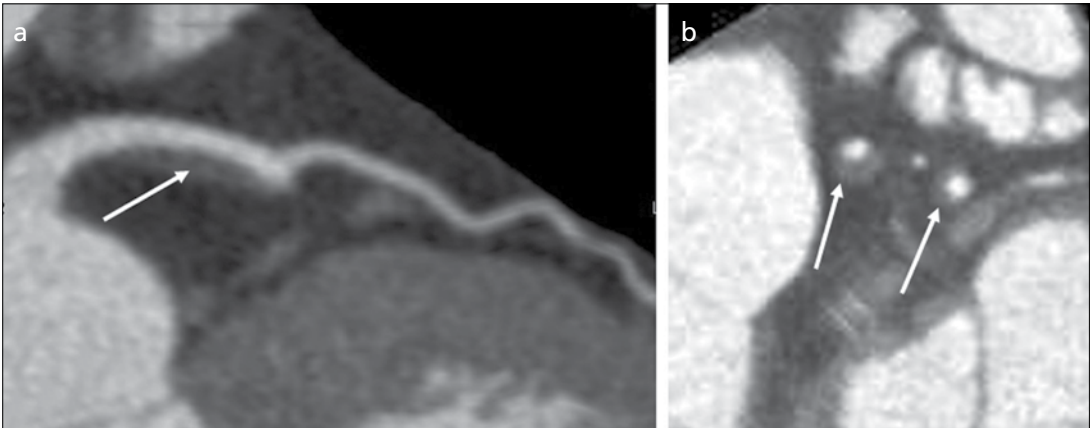
Aralarında Amerikan Radyoloji Derneği ve Amerikan Kalp Derneği'nin de bulunduğu 8 Amerikan Sağlık Derneği'nin ortak katılımıyla yayınlanan kardiyak BT'nin uygun kullanımı kriterlerine göre, **koroner BT anjiyografinin kullanımı KAH açısından düşük ve orta risk grubunda yer alan hastalarda önerilmekte, ancak yüksek risk grubunda yer alan hastalarda ise önerilmemektedir [22]. Yüksek risk grubunda, hem tanı hem de tedavinin aynı seansta yapılabilmesine olanak veren KKA önerilmektedir.**

Çok kesitli BT koroner anjiyografi ile koroner arter plaklarının değerlendirilmesi

Çok kesitli BT koroner anjiyografi ile koroner arter lezyonlarının değerlendirilmesinde iki boyutlu ham görüntülerin yanında multiplanar rekonstrüksiyon, maksimum intensite projeksiyon ve volume rendering görüntüleme teknikleri de kullanılır. Değerlendirme yapılırken, ilk önce koroner arterlerin anatomik dağılımı, varyasyon ya da anomali varlığı gözden geçirildikten sonra koroner arterlerde aterosklerotik lezyon araştırılır. Plaklar kontrastlı koroner lümeninden ve çevresindeki subepikardiyal yağdan açık bir şekilde ayrılabilen, koroner arter duvarına lokalize lezyonlar olarak tanımlanır [23, 24]. Aterosklerotik plak tespit edildiğinde, önce plak karakterizasyonu yapıldıktan sonra plağın lokalizasyonu, boyutları ve hacmi belirlenmeli, pozitif remodelinge yol açıp açmadığına ve luminal stenoz-oklüzyona neden olup olmadığına bakılmalıdır.

Pozitif remodeling aterosklerotik plağın stenoza yol açmadan, damar duvarına ve dışı doğru yeniden şekillenmesi ile karakterize olup, akut koroner sendrom açısından yüksek risk taşıyır (Resim 1). Bu nedenle ÇKBT koroner anjiyografi raporlarında özellikle belirtilmesi gereken bir durumdur.

Çok kesitli bilgisayarlı tomografi koroner anjiyografide koroner arter stenozları önemsiz



Resim 1 a,b. Koroner BT anjiyografi kesitlerinde (a, b) sol ön inen koroner arter ve sol sirkumfleks arterde, belirgin darlık oluşturmeyen, pozitif remodeling gösteren, hipodens, düzgün konturlu kalsifiye olmayan plaklar (oklar) izlenmektedir.

stenoz (darlık $< \%25$), hafif stenoz ($\%25-49$ darlık), orta stenoz ($\%50-69$ darlık), ve şiddetli (kritik) stenoz (darlık $\geq \%70$) olarak sınıflandırılmaktadır (Resim 2-4) [25, 26].

Koroner arter plakları BT atenüasyon değerlerine göre karakterize edilerek 3 ana başlık altında incelenmektedir (Resim 5) [27]:

1. Kalsifiye olmayan plaklar: Dansitesi komşuluğundaki yumuşak dokudan daha fazla, fakat kontrastlı koroner arter lümeninden daha düşük olan lezyonlardır.

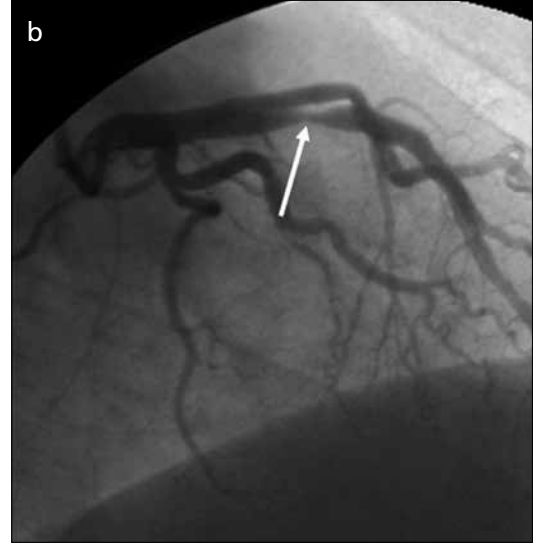
2. Kalsifiye plaklar: Kontrastlı koroner arter lümeninden daha yüksek dansitedeki lezyonlardır.

3. Karışık (Mikst) plaklar: Hem kalsifiye hem de kalsifiye olmayan plak komponentlerini (kalsiyum komponenti $\%20-80$ arasında) bir arada içeren lezyonlardır.

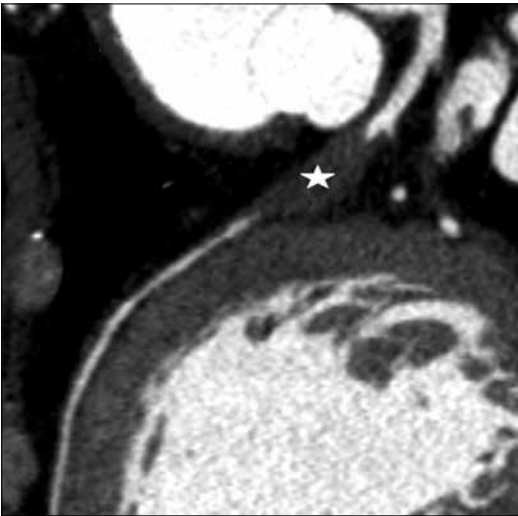
Bazı yazarlar ÇKBT koroner anjiyografi ile kalsifiye olmayan plakları atenüasyon değerlerine göre (Haunsfield units-HU) fibröz ve



Resim 2. a-d. Farklı hastalara ait koroner BT anjiyografi imajlarında sol ana koroner arterde kalsifiye olmayan plağın yol açtığı önemsiz darlık (a), sol ön inen koroner arterde mikst plağa bağlı hafif derecede darlık (b) dikkati çekmektedir. Diğer bir olgunun koroner BT anjiyografi (c) ve konvansiyonel kateter anjiyografi görüntülerinde ise orta derecede darlık izlenmektedir.



Resim 3. a,b. Koroner BT anjiyografi (a) ve konvansiyonel kateter anjiyografi (b) görüntülerinde sol ön inen koroner arter proksimalinde hipodens kalsifiye olmayan plağın neden olduğu kısa segment kritik darlık izlenmektedir.



Resim 4. Koroner BT anjiyografi görüntüsünde sol ön inen koroner arter proksimalinde total oklüzyona neden olan kalsifiye olmayan aterom plağı izlenmektedir (yıldız).

lipitten zengin plaklar olarak sınıflandırmışlardır [23, 24, 28-31]. Genel olarak, lipitten zengin plakların fibröz plaklardan daha fazla rüptür riski olduğu bilinmektedir. Bu yüzden, plakların değerlendirilmesinde BT atenüasyon değerlerinin ölçülmesi çekici hale gelmiştir. Leber ve ark. [24] intravasküler ultrason ve ÇKBT koroner anjiyografi ile koroner plakları karakterize etmişler, hipokoik plaklarda (lipitten zengin plak) ortalama BT dansitesini

49 HU, hiperekoik plaklarda (fibröz plak) ortalama BT dansitesini 91 HU ve kalsifiye plaklarda ortalama BT dansitesini 391 HU olarak bulmuşlardır. Ancak yapılan diğer çalışmalarla koroner arter lümeninde kontrasta bağlı yüksek atenüasyon değerlerinin aterosklerotik plakların dansite değerlerini değiştirebildiği ve bu nedenle fibröz-lipitten zengin plak ayırımının dansite ölçümü ile her zaman mümkün olmadığı gösterilmiştir [23].

Koroner plaklar ayrıca plak uzunluğuna göre de sınıflandırılmaktadır. Amerikan Kalp Derneği sınıflamasına göre 10 mm'ye kadar olan plaklar diskret plak, 10-20 mm arasındaki plaklar tübüler plak ve 20 mm'den daha büyük olan plaklar ise diffüz (segmenter) plak olarak tanımlanmıştır.

Koroner arter plakları tek ya da çok sayıda olabileceği gibi, aynı koroner arter segmentinde farklı morfolojik özelliklere sahip plakların aynı zamanda gelişimi de mümkündür. Çok kesitli bilgisayarlı tomografi ile aterom plakları değerlendirilirken, klinik açıdan anlamlı olabilecek yüzey özellikleri hakkında da bilgi verilmeli ve irregüler plaklar özellikle belirtilmelidir. Anevrizma formasyonu, intimal flep, ülserasyon ve testere dişi görünümü irregüler lezyonların genel özellikleri arasında sayılabilir. Irregüler yüzey özelliklerine sahip aterom



Resim 5. a-d. Koroner BT anjiyografi kesitlerinde kalsifiye olmayan plak (a), kalsifiye plaklar (b ve c) ve mikst plak (d) izlenmektedir.

plakları unstable koroner sendroma yol açarken düzgün yüzeyli plaklar daha çok stabil anjinaya neden olmaktadır [32, 33]. Ülsere plaklarda lümeninde hafif genişleme ve yüzeyinde küçük bir krater bulunmaktadır. Bu plakların rüptürü ya da kanaması sonrasında lümeninde trombus gelişimi ve koroner arterde akut oklüzyon ortaya çıkma riski yüksektir. Böyle bir süreç sonrasında hastada klinik olarak unstabel anjina ya da akut miyokart enfarktüsü gelişir [34, 35].

Koroner arterlerde proksimal aterosklerotik plağın varlığı yanı sıra plağın uzun segment uzanımı ve lümeninde daralmaya yol açması

da majör kardiyak olayların gelişme riskinde önemli derecede artışa neden olmaktadır [36, 37]. Min ve ark. [38], çok merkezli yaptıkları bir çalışma ile tıkaçıcı KAH varlığının majör kardiyak olayların güçlü bir göstergesi olduğunu ortaya koymuşlardır. Abdullah ve ark. [39], ÇKBT koroner anjiyografi ile 5675 hastayı değerlendirmişler ve ardından 21 ay boyunca majör kardiyak olay gelişme riski açısından takip etmişlerdir. Takip süresinde kümülatif majör kardiyak olayların gelişme oranını koroner BT anjiyografisi normal olan hastalarda %0,5, tıkaçıcı olmayan KAH'lı hastalarda %3,5 ve

tıkayıcı KAH'lı hastalarda ise %16 olarak tespit etmişlerdir.

Koroner arter hastalığının tespitinde BT teknolojisinin gelişimi

İlk olarak 4- ve 16- kesitli BT cihazları ile KAH'ın tespitine yönelik olarak yapılmaya başlanılan koroner BT anjiyografinin tanısal değeri teknolojik ilerlemeler sayesinde son yıllarda önemli derecede artmıştır [40]. Altmış dört kesitli koroner BT anjiyografi ile imaj kalitesi daha iyi hale gelmiş olup, KAH'ın tespitinde ve darlıkların ortaya konmasında sensitivitesi %83-98, spesifitesi ise %96-98 arasında değişmektedir [41, 42]. Altmış dört kesit BT ile yapılan çoğu çalışmada sensitivite %90'dan fazla, spesifite %96'nın üzerinde ve negatif prediktif değeri ise %100 olarak rapor edilmiştir [19, 43, 44].

Kalp atım hızı ÇKBT koroner anjiyografi çekimlerinde imaj kalitesi açısından oldukça önemlidir. Kalp atım hızının dakikada 65'in üzerinde olması hareket artefaktları nedeniyle görüntüyü olumsuz etkilemektedir. Bu durum, özellikle 16 ve 64 kesitli BT cihazlarında istenmeyen bir durum olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu sınırlılık, BT cihazlarında temporal rezolüsyonun kısaltılması ile ön plana çıkan dual-enerji teknolojisinin gelişmesiyle büyük ölçüde elimine edilmiştir. Bu sayede atriyal fibrilasyonu da içeren düzensiz ve yüksek kalp hızlarında da yüksek tanısal kalitede koroner BT anjiyografi çekimi mümkün olmaktadır [45, 46].

Çok kesitli BT cihazlarında 64 kesitten 128 ve 256 kesitliye, hatta 320 kesitliye varan sistemlerin gelişmesiyle birlikte tek gantri dönüş süresi içerisinde tüm kalbin görüntülenmesi mümkün hale gelmiştir [47-49]. Altmış dört kesitli BT'lerde dedektör kapsama alanı maksimum 4 cm (64x0,625 mm) iken, 256 kesitlide 12,8 cm'ye (256x0,5 mm), 320 kesitlide 16 cm'ye (320x0,5 mm) ulaşmaktadır. Gantri rotasyon zamanları ise 0,27-0,35 ms arasında değişmektedir. Artan dedektör kapsama alanı ve hızlı gantri rotasyon zamanları sayesinde tek bir kalp atımı süresinde yüksek kalitede koroner arter görüntülemesi yapmak mümkündür. Son yapılan bir çalışmada 320 kesitli BT ile koroner

anjiyografinin negatif prediktif değeri %100, >%50 koroner arter stenozunun tespiti için tanısal doğruluk oranı %95 olarak bulunmuştur [50]. Atriyal fibrilasyonu olan hastalarda 320 kesit BT ile tüm koroner segmentlerin %96'sının vizüalize edildiği rapor edilmiştir [36, 51]. Üç yüz yirmi kesitli BT'nin dezavantajları arasında koni ışın artefaktı, yüksek radyasyon dozu ve azalmış gantri hızı (350 ms) sayılabilir [36]. Çok kesitli BT cihazlarının son modellerinde uzaysal rezolüsyon 0,5 mm olup, 0,2 mm olan KKA'ya oldukça yakındır [3]. Altmış dört, 256 ve 320 kesitli BT'lerde uzaysal rezolüsyon mükemmel olmasına rağmen, bu modellerin temporal rezolüsyonları (165-175 ms), 20 ms olan KKA'ya göre hala daha düşük kalmaktadır. Bu nedenle, beta blokerlerle kalp hızının kontrolü bu cihazlarla yapılan çalışmalarda gereklidir. Temporal rezolüsyonu 75 ms olan dual-enerji BT'nin son modellerinde kalp hızından bağımsız kardiyak görüntüleme önemli ilerlemeler sağlansa da radyasyon dozunu azaltmak ve daha iyi kalitede görüntüler elde etmek için kalp hızı kontrolü hala gereklidir [36].

Bilgisayarlı tomografi taramalarının performansını arttırmak için üreticiler yeni teknolojiler geliştirmiştir (GE Healthcare (Waukesha, WI) Gemstone (değerli taş) dedektör teknolojisi, Philips Healthcare (Best, Netherlands) Ingenuity (ustalık) BT gibi) [52, 53]. Gemstone sintilatörler önceki nesil BT ürünlerine göre, aynı rotasyon hızında, rotasyon başına 2,5 kat kadar daha fazla performans elde etme yeteneğine sahiptir. Philips Ingenuity uzaysal rezolüsyonda %35'e varan iyileşme ve tanısal imaj kalitesinde devamlılık sağlarken %50'ye varan daha az doz kullanmaktadır [53].

Son yılların en önemli tartışma konularından bir tanesi ÇKBT koroner anjiyografi sırasında hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu ve bunun neden olduğu malignite riskidir. Koroner arter hastalığı için yapılan çalışmalarda ortalama efektif radyasyon dozu retrospektif EKG kapılı taramalarda 4,6-16 mSv, prospektif EKG kapılı taramalarda ise 0,9-2,65 mSv arasında değişmektedir [54]. Özellikle dual-enerji teknolojisine sahip cihazlarda yüksek pitch tarama (flash modu) ile 1 mSv'in altındaki doz-

larda koroner BT anjiyografi yapmak mümkün olmaktadır. Konvansiyonel koroner anjiyografi sırasında alınan radyasyon dozunun tetkik süresine, kullanılan anjiyografi cihazına ve tetkiki yapan doktorun tecrübesine göre 3-10 mSv arasında değiştiği göz önüne alındığında, radyasyon dozu konusunda gelinen son noktanın devam eden ve ÇKBT aleyhine olan radyasyon tartışmalarını da sonlandıracağı görülmektedir.

Sonuç olarak, gelişmiş ve gelişmekte olan ülkelerde en önemli mortalite ve morbitide nedeni olan KAH, ülke ekonomilerine de büyük yükler getirmektedir. Bu nedenle KAH'ın erken dönemde tespit ve tedavisi, istenmeyen sonuçların önlenmesinde koruyucu tedbirlerden sonra en önemli basamağı oluşturmaktadır. Son yıllarda, BT alanında yaşanan baş döndürücü teknolojik yenilikler sayesinde daha düşük radyasyon dozlarında, daha kaliteli ve doğruluk oranı daha yüksek ÇKBT koroner anjiyografi yapmak mümkün olmaktadır. Noninvazif bir tanı yöntemi olan ÇKBT koroner anjiyografi ile özellikle düşük ve orta risk grubu hastalarda koroner arter hastalığının %100 duyarlılık ile dışlanması, varsa erken dönemde tespiti, aterom plaklarının karakterizasyonu ve darlıkların yüksek sensitivite ve spesifisite ile ortaya konması mümkündür.

Kaynaklar

- [1]. Gao D, Ning N, Guo Y, Ning W, Niu X, Yang J. Computed tomography for detecting coronary artery plaques: a meta-analysis. *Atherosclerosis* 2011; 219: 603-9.
- [2]. Roger VL, Go AS, Lloyd-Jones DM, Adams RJ, Berry JD, Brown TM, et al. Heart disease and stroke statistics-2011 update: a report from the American Heart Association. *Circulation* 2011; 123: 18-209.
- [3]. Sun ZH, Cao Y, Li HF. Multislice computed tomography angiography in the diagnosis of coronary artery disease. *J Geriatr Cardiol* 2011; 8: 104-13.
- [4]. Lloyd-Jones D, Adams RJ, Brown TM, Carnethon M, Dai S, De Simone G, et al. Executive summary: heart disease and stroke statistics 2010 update: A report from the American Heart Association. *Circulation* 2010; 121: 948-54.
- [5]. Mallika V, Goswami B, Rajappa M. Atherosclerosis pathophysiology and the role of novel risk factors: a clinicobiochemical perspective. *Angiology* 2007; 58: 513-22.
- [6]. Tokgözoğlu L. Ateroskleroz ve enflamasyonun rolü. *Türk Kardiyol Dern Arş Arch Turk Soc Cardiol* 2009; 37: 1-6.
- [7]. Saikku P, Leinonen M, Mattila K, Ekman MR, Nieminen MS, Mäkelä PH, et al. Serological evidence of an association of a novel Chlamydia, TWAR, with chronic coronary heart disease and acute myocardial infarction. *Lancet* 1988; 2: 983-6.
- [8]. Freidman M, Van den Bovenkamp GJ. The pathogenesis of a coronary thrombus. *Am J Pathol* 1966; 48: 19-44.
- [9]. Alper F, Gülbaran M, Bayraktutan ÜG. Koroner Ateroskleroz ve Plakların Tomografik Morfolojisi. Okur A, Kantarcı M, editörler. *MDBT Koroner Anjiyografi*. İstanbul: Aktif yayınevi; 2006.s.93-9.
- [10]. Diodati JG, Dakak N, Gilligan DM, Quyyumi AA. Effect of atherosclerosis on endothelium-dependent inhibition of platelet activation in humans. *Circulation* 1998; 98: 17-24.
- [11]. Fleming RM. The Pathogenesis of Vascular Disease. *Textbook of Angiology*. New York: Springer-Verlag; 1999: 787-98.
- [12]. Braunwald E. Heart Disease. A Textbook of Cardiovascular Disease. Vol 2, 5th ed. New York: W.B. Saunders Co.; 1997: 1105-60.
- [13]. Voros S, Rinehart S, Qian Z, Joshi P, Vazquez G, Fischer C, et al. Coronary atherosclerosis imaging by coronary CT angiography: current status, correlation with intravascular interrogation and meta-analysis. *JACC Cardiovasc Imaging* 2011; 4: 537-48.
- [14]. Voros S. "Does imaging paint a sugarcoated picture of diabetic vessels?" Plaque composition in diabetics by IVUS and CT angiography. *J Nucl Cardiol* 2009; 16: 339-44.
- [15]. Lutgens E, van Suylen RJ, Faber BC, Gijbels MJ, Eurlings PM, Bijnens AP, et al. Atherosclerotic plaque rupture: local or systemic process? *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 2003; 23: 2123-30.
- [16]. Virmani R, Kolodgie FD, Burke AP, Farb A, Schwartz SM. Lessons from sudden coronary death: a comprehensive morphological classification scheme for atherosclerotic lesions. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 2000; 20: 1262-75.
- [17]. Stary HC. Natural and historical classification of atherosclerotic lesions: an update. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 2000; 20: 1177-8.
- [18]. Stary HC, Chandler AB, Dinsmore RE, Fuster V, Glagov S, Insull W Jr, et al. A definition of advanced types of atherosclerotic lesions and a histological classification of atherosclerosis. A report from the Committee on Vascular Lesions of the Council on Arteriosclerosis, American Heart Association. *Circulation* 1995; 92: 1355-74.
- [19]. Sun Z, Lin CH, Davidson R, Dong C, Liao Y. Diagnostic value of 64-slice CT angiography in coronary artery disease: A systematic review. *Eur J Radiol* 2008; 67: 78-84.
- [20]. Mueller C, Hodgson JM, Schindler C, Perruchoud AP, Roskamm H, Buettner HJ. Cost-effectiveness of intracoronary ultrasound for percutaneous coronary interventions. *Am J Cardiol* 2003; 91: 143-7.

- [21]. Eren S, Bayram E, Fil F, Koplay M, Şirvancı M, Duran C, et al. An investigation of the association between coronary artery dominance and coronary artery variations with coronary arterial disease by multidetector computed tomographic coronary angiography. *J Comput Assist Tomogr* 2008; 32: 929-33.
- [22]. Taylor AJ, Cerqueira M, Hodgson JM, Mark D, Min J, O'Gara P, et al. ACCF/SCCT/ACR/AHA/ASE/ASNC/NASCI/SCAI/SCMR 2010 Appropriate Use Criteria for Cardiac Computed Tomography. A Report of the American College of Cardiology Foundation Appropriate Use Criteria Task Force, the Society of Cardiovascular Computed Tomography, the American College of Radiology, the American Heart Association, the American Society of Echocardiography, the American Society of Nuclear Cardiology, the North American Society for Cardiovascular Imaging, the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2010; 4: 1-33.
- [23]. Maffei E, Martini C, Arcadi T, Clemente A, Seitun S, Zuccarelli A, et al. Plaque imaging with CT coronary angiography: Effect of intra-vascular attenuation on plaque type classification. *World J Radiol* 2012; 4: 265-72.
- [24]. Leber AW, Knez A, Becker A, Becker C, von Ziegler F, Nikolaou K, et al. Accuracy of multidetector spiral computed tomography in identifying and differentiating the composition of coronary atherosclerotic plaques: a comparative study with intracoronary ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2004; 43: 1241-7.
- [25]. Liew GY, Feneley MP, Worthley SG. Appropriate indications for computed tomography coronary angiography. *Med J Aust* 2012; 196: 246-9.
- [26]. Raff GL, Abidov A, Achenbach S, Berman DS, Boxt LM, Budoff MJ, et al. SCCT guidelines for the interpretation and reporting of coronary computed tomographic angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2009; 3: 122-36.
- [27]. Pundziute G, Schuijf J, Jukema J, Boersma E, de Roos A, van der Wall EE, et al. Prognostic value of multislice computed tomography coronary angiography in patients with known or suspected coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 2007; 49: 62-70.
- [28]. Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, Meisner C, Kuettner A, Georg C, et al. Noninvasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multislice computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2001; 37: 1430-5.
- [29]. Nikolaou K, Sagmeister S, Knez A, Klotz E, Wintersperger BJ, Becker CR, et al. Multidetector-row computed tomography of the coronary arteries: predictive value and quantitative assessment of non-calcified vessel-wall changes. *Eur Radiol* 2003; 13: 2505-12.
- [30]. 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.
- [31]. Leber AW, Knez A, White CW, White CW, Becker A, von Ziegler F, et al. Composition of coronary atherosclerotic plaques in patients with acute myocardial infarction and stable angina pectoris determined by contrast-enhanced multislice computed tomography. *Am J Cardiol* 2003; 91: 714-8.
- [32]. Lee RT, Grodzinsky AJ, Frank EH, Kamm RD, Schoen FJ. Structure-dependent dynamic mechanical behavior of fibrous caps from human atherosclerotic plaques. *Circulation* 1991; 83: 1764-70.
- [33]. Wexler L, Brundage B, Crouse J, Detrano R, Fuster V, Maddahi J, et al. Coronary artery calcification: pathophysiology, epidemiology, imaging methods, and clinical implications. A statement for health professionals from the American Heart Association. Writing Group. *Circulation* 1996; 94: 1175-92.
- [34]. Virmani R, Burke A, Farb A. Coronary risk factors and plaque morphology in men with coronary disease who died suddenly. *Eur Heart J* 1998; 19: 678-80.
- [35]. Kragel AH, Reddy SG, Wittes JT, Roberts WC. Morphometric analysis of the composition of atherosclerotic plaques in the four major epicardial coronary arteries in acute myocardial infarction and in sudden coronary death. *Circulation* 1989; 80: 1747-56.
- [36]. Sun Z, Choo GH, Ng KH. Coronary CT angiography: current status and continuing challenges. *Br J Radiol* 2012; 85: 495-10.
- [37]. Carrigan TP, Nair D, Schoenhagen P, Curtin RJ, Popovic ZB, Halliburton S, et al. Prognostic utility of 64-slice computed tomography in patients with suspected but no documented coronary artery disease. *Eur Heart J* 2009; 30: 362-71.
- [38]. Min JK, Feignouz J, Treutenaere J, Laperche T, Sablayrolles J. The prognostic value of multidetector coronary CT angiography for the prediction of major adverse cardiac events: a major multicenter observational cohort study. *Int J Cardiovasc Imaging* 2010; 26: 721-8.
- [39]. Abdulla J, Asferg C, Kofoed KF. Prognostic value of absence or presence of coronary artery disease determined by 64-slice computed tomography coronary angiography: a systematic review and meta-analysis. *Int J Cardiovasc Imaging* 2011; 27: 413-20.
- [40]. Sun Z, Jiang W. Diagnostic value of multislice CT angiography in coronary artery disease: A meta-analysis. *Eur J Radiol* 2006; 60: 279-86.
- [41]. Ropers D, Baum U, Pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, et al. Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 2003; 107: 664-6.
- [42]. Achenbach S, Ropers D, Pohle FK, Raaz D, von Erffa J, Yilmaz A, et al. Detection of coronary artery stenoses using multi-detector CT with 16x0.75

- collimation and 375ms rotation. *Eur Heart J* 2005; 26: 1978-86.
- [43]. Abdulla J, Abildstrom Z, Gotzsche O, Christensen E, Kober L, Torp-Pedersen C. 64-multislice detector computed tomography coronary angiography as potential alternative to conventional coronary angiography: a systematic review and meta-analysis. *Eur Heart J* 2007; 28: 3042-50.
- [44]. Mowatt G, Cook JA, Hillis GS, Walker S, Fraser C, Jia X, et al. 64-slice computed tomography angiography in the diagnosis and assessment of coronary artery disease: systematic review and meta-analysis. *Heart* 2008; 94: 1386-93.
- [45]. Leber AW, Johnson T, Becker A, von Ziegler F, Tittus J, Nikolaou K, et al. Diagnostic accuracy of dual-source multi-slice CT coronary angiography in patients with an intermediate pretest likelihood for coronary artery disease. *Eur Heart J* 2007; 28: 2354-60.
- [46]. Brodoefel H, Burgstahler C, Tsiflikas I, Reimann A, Schroeder S, Claussen CD, et al. Dual-source CT: Effect of heart rate, heart rate variability, and calcification on image quality and diagnostic accuracy. *Radiology* 2008; 247: 346-55.
- [47]. Chao SP, Law WY, Kuo CJ, Hung HF, Cheng JJ, Lo HM, et al. The diagnostic accuracy of 256-row computed tomographic angiography compared with invasive coronary angiography in patients with suspected coronary artery disease. *Eur Heart J* 2010; 31: 1916-23.
- [48]. Rybicki F, Otero H, Steigner M, 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.
- [49]. Johnson T, Nikolaou K, Busch S, Leber AW, Becker A, Wintersperger BJ, et al. Diagnostic accuracy of dual-source computed tomography in the diagnosis of coronary artery disease. *Invest Radiol* 2007; 42: 484-91.
- [50]. de Graaf FR, Schuijf JD, van Velzen JE, Kroft LJ, de Roos A, Reiber JH, et al. Diagnostic accuracy of 320-row multidetector computed tomography coronary angiography in the non-invasive evaluation of significant coronary artery disease. *Eur Heart J* 2010; 35: 1908-15.
- [51]. Pasricha SS, Nandurkar D, Seneviratne SK, Cameron JD, Crossett M, Schneider-Kolsky ME, et al. Image quality of coronary 320-MDCT in patients with atrial fibrillation: initial experience. *AJR* 2009; 193: 1514-21.
- [52]. Jiang HC, Vartuli J, Vess C. Gemstone: the ultimatum scintillator for computed tomography. Gemstone detector white paper. Waukesha, WI: GE Healthcare.
- [53]. philips.com [homepage on the internet]. Amsterdam: Koninklijke Philips Electronics N.V. Accessed 10 January 2012. Available from: <http://www.healthcare.philips>.
- [54]. Salavati A, Radmanesh F, Heidari K, Dwamena BA, Kelly AM, Cronin P. Dual-source computed tomography angiography for diagnosis and assessment of coronary artery disease: systematic review and meta-analysis. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2012; 6: 78-90.

Koroner Arter Hastalığı

Mustafa Koplay, Cengiz Erol

Sayfa 58

Son zamanlardaki bilgilerimize göre ateroskleroz, multifaktöriyel ve çok aşamalı bir hastalık olup, başlangıcından son dönemine kadar her aşamasında progresyon gösteren kronik enflamasyon rol almaktadır. Eşlik eden her risk faktörü de enflamatuvar süreci hızlandırarak patogeneze katkıda bulunmaktadır.

Sayfa 58

Damar duvarında plak oluşuktan sonra, damar lümeninde belirgin daralma olmadan plağın duvar dışına doğru büyümesi, yeniden şekillenme ya da “pozitif remodeling” olarak isimlendirilir. Aterom plaklarının fibröz komponentinin enflamatuvar süreci takiben incelmeye ile plakta aşınma veya rüptür meydana gelebilir. Tekrarlayan hemorajiler ve iyileşme süreçleri sonrasında skar dokusu oluşur ve lümen daralmalar ortaya çıkar. Bu duruma da “negatif remodeling” adı verilir.

Sayfa 58

Ateroskleroz aorta yanında, karotis, koroner, serebral ve popliteal arterler gibi orta büyüklükte olan elastik damarların duvarlarını tutan kronik, enflamatuvar, sistemik bir hastalıktır.

Sayfa 60

Koroner BT anjiyografinin kullanımı KAH açısından düşük ve orta risk grubunda yer alan hastalarda önerilmekte, ancak yüksek risk grubunda yer alan hastalarda ise önerilmemektedir. Yüksek risk grubunda, hem tanı hem de tedavinin aynı seansta yapılabilmesine olanak veren KKA önerilmektedir.

Sayfa 61

Koroner arter plakları BT atenüasyon değerlerine göre karakterize edilerek 3 ana başlık altında incelenmektedir:

1. Kalsifiye olmayan plaklar: Dansitesi komşuluğundaki yumuşak dokudan daha fazla, fakat kontrastlı koroner arter lümeninden daha düşük olan lezyonlardır.
2. Kalsifiye plaklar: Kontrastlı koroner arter lümeninden daha yüksek dansitedeki lezyonlardır.
3. Karışık (Mikst) plaklar: Hem kalsifiye hem de kalsifiye olmayan plak komponentlerini (kalsiyum komponenti %20-80 arasında) bir arada içeren lezyonlardır.

Koroner Arter Hastalığı

Mustafa Koplay, Cengiz Erol

1. Koroner ateroskleroz patofizyolojisinde en önemli faktör:
 - a. Obezite
 - b. Hipertansiyon
 - c. Enflamasyon
 - d. Viral enfeksiyon
2. Ateroskleroz gelişiminde etkili risk faktörleri arasında değiştirilemeyen faktör:
 - a. İnsülin rezistansı
 - b. Aile hikayesi
 - c. Obezite
 - d. Sigara
3. Akut koroner sendrom gelişimi açısından en az riskli lezyon:
 - a. Plak içi anevrizma
 - b. Ülsere plak
 - c. İntimal flep
 - d. Düzgün yüzeye sahip plak
4. Pozitif remodeling için yanlış olan:
 - a. Plakın dışı doğru yeniden şekillenmesidir.
 - b. Erken dönemde stenoz ile bulgu verir
 - c. Akut koroner sendrom gelişimini tetikler
 - d. Koroner BT anjiyografi raporlarında özellikle belirtilmelidir
5. Günümüz teknolojisinin geldiği noktada ÇKBT cihazlarının ulaşabildiği en iyi temporal rezolüsyon:
 - a. 20 msn
 - b. 60 msn
 - c. 75 msn
 - d. 150 msn

Koroner Arter Stentlerinin Değerlendirilmesi

Dilek Öncel¹, Güray Öncel²

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Stent içi tromboz-restenoz
- BT Görüntüleme
- Işın sertleşmesi
- Blooming ve yapay lümen daralması
- Stent açıklığının değerlendirilmesi
- Sonuç
- Kaynaklar

Koroner arter hastalıkları, günümüzde en sık görülen ve en çok ölüme neden olan hastalıkların başında gelmektedir [1]. Bu nedenle bu hastalıkların etkin tanı ve tedavisi en önemli sağlık problemleri arasında olup, bu konuda gelişmeler son hızıyla sürmektedir. Koroner arter hastalıklarının hem tanısında hem de tedavisinde mümkün olan en az invazif yöntemlerin geliştirilmesi ve yaygınlaştırılması klinik araştırmaların odak noktasını oluşturmaktadır [1].

Son 25 yılda tıkaçıcı koroner arter hastalıklarının tedavisinde perkütan koroner girişimsel uygulamalar giderek artmaktadır [2]. Koroner stentlerin ilk kez kullanıma girmesi 1980'li yılların ortalarından sonra başlamış olup, kısa sürede hızla yaygınlaşmıştır [3]. Günümüzde koroner stent uygulamaları en sık başvurulan revaskülarizasyon yöntemi olup, cerrahi revaskülarizasyonun endikasyonu olarak kabul edilen pek çok klinik durumda bile öncelikle tercih edilir hale gelmiştir.

Koroner stent uygulamalarında işlemin başarı oranı %95'tir. Ancak, stent uygulamalarının be-

raberinde getirdiği en önemli problemler stent içi tromboz ve restenozdur [4-6]. Her ne kadar uygulama tekniğindeki ve stent teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak stent içi tromboz ve restenoz oranlarında düşüş izlense de, hala bunlar rutin uygulamalardaki en önemli klinik sorunlardır.

İlaç salınımlı stentler, stent içi restenozun engellenmesi amacıyla geliştirilmiştir [7-10]. Bu stentler ilk olarak 2002 yılında kullanılmaya başlanmış olup, güvenli profilleri ve restenoz oranlarını anlamlı biçimde düşürmeleri nedeniyle kullanımı yaygınlaşmıştır [7, 8]. Günümüzde ilaç salınımlı stent kullanımı, koroner stent uygulamalarının neredeyse %75'ini oluşturmaktadır [1].

Stent içi tromboz-restenoz

Stent içi tromboz düşük bir oranda izlenir, ilk 9 ayda toplam %1,3-1,7 oranındadır [11]. Ancak klinik olarak önemlidir, çünkü yüksek mortalite ve morbiditeye sahiptir [11]. Çıplak metal stent-

¹Tepecik Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İzmir, Türkiye

²Sıfa Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

✉ Dilek Öncel • dilekoncel@hotmail.com

lerde stent trombozu genellikle akut (ilk 48 saat içinde) veya subakut (2 ile 30 gün arasında) görülür [11]. İlaç salınımlı stentlerde ise, son zamanlarda en ciddi kaygı nedeni 30 günden sonra görülen geç stent trombozudur [7-10].

Restenoz ise, uzun dönemde izlenen bir durum olup, damar lümeninin %50'den fazla daralması ile tanımlanır [14]. Temel olarak neointimal hiperplazinin bir sonucu olarak ortaya çıkar [12-14]. Çıplak metal stentlerde klinik olarak semptomatik restenoz oranı %20-40'lara ulaşırken ilaç salınımlı stentlerde ilk sonuçlar 1 yıla kadar erken ve orta vadeli stent restenozunda belirgin düşüş bildirmektedir [12-15].

Stent uygulamaların bu denli yaygınlaşması, her geçen yıl giderek artan büyük bir hasta popülasyonunun stent açıklığı açısından takibini gerekli kılmaktadır.

Akut stent trombozu genellikle semptomatik seyrederek ve erken dönemde ortaya çıktığında belirgin tanısal sorun yaratmaz [11, 14, 15]. Ancak hastaların neredeyse %50'sinin asemptomatik olduğu stent restenozunun tanısı ise daha büyük bir klinik sorundur [14, 15]. Bu hastalarda miyokart sintigrafisi (SPECT) ya da eforlu elektrokardiyografi (EKG) gibi invazif olmayan tanısal testlerin duyarlılıkları sınırlıdır [1, 2]. Bu nedenle stentin direkt olarak görüntülenmesi tanı için gereklidir.

Konvansiyonel koroner anjiyografi stent içi restenoz değerlendirilmesinde hala tercih edilen görüntüleme yöntemidir [1, 2, 12, 13]. Ancak invazif olmasından kaynaklanan majör komplikasyon riski, hospitalizasyon gerektirmesi ve yüksek maliyet en önemli dezavantajlarıdır [2, 12, 13]. Bu nedenle, güvenilir invazif olmayan bir tanı yöntemi geliştirilmesi klinik uygulamalar açısından çok önemli ve değerlidir. İnvazif olmayan yöntemler arasında, Manyetik Rezonans (MR) anjiyografinin koroner arterlerin ve özellikle de koroner stentlerin görüntülenmesindeki yeri tartışmalıdır [16]. Bilgisayarlı Tomografi (BT) anjiyografi ise son yıllardaki hızlı teknolojik gelişmeler sonucu koroner arterlerin görüntülenmesinde açık ara öne çıkmıştır [12, 13].

BT Görüntüleme

Bilgisayarlı tomografi teknolojisinde son 20-25 yıldır izlenen gelişmeler baş döndürücü hızdadır ve BT'nin klinik kullanımı ile tanısal yararlılığında devrim yaratmıştır. Bin dokuz yüz seksen dokuz yılında spiral BT'nin geliştirilmesinin ardından, yaklaşık 10 yıl sonra çok kesitli sistemler kullanılmaya başlamış ve 4 kesitli BT cihazlarının ardından, hızla 16 kesitli, 64 kesitli, 128 kesitli sistemler geliştirilmiş, 320 kesit hacim görüntüleme yapan cihazlar ve çift tüplü BT sistemleri klinik kullanıma sunulmuştur. Teknik gelişmeler yalnızca kesit sayısı ile sınırlı olmayıp, görüntü kalitesinde artış ve yanı sıra hasta dozunda azalmayı mümkün kılan tüp ve dedektör sistemlerini, görüntü işleme yazılımlarını, rekonstrüksiyon tekniklerini de kapsamaktadır. Buna paralel olarak BT cihazlarının sunduğu küçük voksel boyutu, hızlı gantri dönüş zamanları ve rekonstrüksiyon çeşitlilikleri koroner arter görüntülemesinde olduğu gibi, koroner stent uygulamaları sonrasında da BT'yi tercih edilebilir konuma taşımıştır [17].

Dört kesitli sistemlerde yapılan *in vitro* ve *in vivo* çalışmalar stent lümeninin değerlendirilmesinin mümkün olmadığını göstermiştir [18-20]. Bu durumda stent distalinde lümen çapının ve akım dansitesinin normal olması, stent açıklığı açısından indirekt bulgu olarak kabul edilmekteydi. Ancak bu güvenilir bir bulgu değildir. Çünkü distal akımın izlenmesi retrograd doluma ait olabileceğinden, patensi için kesin bir gösterge kabul edilemez. On altı kesitli sistemlerde ise, lümen değerlendirmesi yapılabildiğini gösteren çalışmalar mevcuttur. Ancak, özellikle duyarlılık değerleri ciddi farklılıklar göstermekte olup, %54 ile %98 arasında değişmektedir [21-23]. On altı kesitli sistemlerde lümen değerlendirmesi için kontrast boyanma ölçümleri ve piksel sayım metodları da denenmiştir [12]. **Koroner stent görüntülenmesinde BT'nin klinik potansiyelinin gerçek anlamda ortaya konması ve yöntemin klinik kullanımının artarak yaygınlaşması 64 kesitli BT sistemleri ile olmuştur [12, 13].**

Tablo 1: Çok kesitli BT sistemlerinin koroner stent açıklığını değerlendirmede etkinliği

Çalışma (yazar, yıl) (ref no)	Kolimasyon	Stent sayısı	Değerlendirme dışı stent	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)
Gilard, 2006 [21]	16x0,75 mm	124 (≤ 3 mm) 104 (> 3 mm)	45	54 86	100 100
Cademartiri, 2005 [22]	16x0,75 mm	74	-	83,3	98,5
Schuijff, 2004 [23]	16x0,75 mm	68	23	75	96
Cademartiri, 2007 [25]	64x0,6 mm	192	7	95	93
Rixe, 2006 [26]	64x0,6 mm	102	42	86	98
Öncel, 2007 [27]	64x0,6 mm	39	0	89	95
Öncel, 2008 [30]	64x0,6 mm Çift tüp	48	0	100	94
Pugliese, 2008 [31]	64x0,6 mm Çift tüp	178	5	94	92
De Graaf, 2010 [33]	320x0,5 mm	89	7	92	83

Altmış dört kesitli sistemlerde artmış zamansal ve uzaysal çözünürlüğe bağlı olarak, stent lümeninin değerlendirilmesi mümkün olabilmektedir [24-28]. Yapılan bir meta analizde 64 kesitli sistemlerde duyarlılık ve özgüllük değerleri %86 ve %93 olarak bildirilmiştir [29]. Ancak, ince stentlerde (< 3 mm) veya gövdesi kalın olan stentlerde lümen değerlendirmesinde hala sorunlar yaşanabilmektedir [26-30]. Çift tüplü sistemlerde ve volüm görüntüleme yapan 320 kesitli cihazlarda ise artan zamansal çözünürlük sayesinde hareket artefaktlarının azalması metalik artefaktların etkisini azaltarak lümen görüntülenmesini daha da iyileştirmektedir (Tablo 1) [30-33]. Son zamanlarda geliştirilen iteratif rekonstrüksiyon teknikleri ise, yalnızca görüntü kalitesini ve dolayısıyla lümen içi değerlendirmeyi iyileştirmekle kalmayıp, aynı zamanda hasta dozunu da önemli ölçüde azaltmaktadır [34, 35].

Koroner arterler BT ile görüntülenmesi en zor anatomik yapılardır. Koroner arterler oldukça ince ve tortüöz yapıda olmalarının yanı sıra, kalp ve solunum gibi fizyolojik hareketlerden sürekli olarak etkilenmektedirler. Bu nedenle koroner arterlerin BT'de görüntülenmesi için, yüksek uzaysal ve zamansal çözünürlük senkronizasyon gereklidir [36, 37].

Her ne kadar koroner stent kalibrasyonları koroner arterlerin çapından çok daha küçük olmasa da, stent içi lümenin görüntülenmesi diğer koroner arter segmentlerine kıyasla çok daha zordur. Çünkü BT'de metalik stent gövdesi yüksek dansitesinden kaynaklanan artmış atenüasyona bağlı tipik artefaktlara neden olur [38-40]. Bilgisayarlı tomografide stentlerle ilgili en önemli iki artefakt, ışın sertleşmesi ve parsiyel volüm etkilerine bağlı yapay lümen daralmasıdır.

Işın sertleşmesi

Işın sertleşmesi X-ışını spektrumunun yüksek enerjili fotonlara doğru kaymasıdır. Bunun nedeni, düşük enerjili fotonların metal gibi çok yüksek yoğunluklu yapılar tarafından soğurulmasıdır. Bu durum çevre yumuşak dokuda yapay bir BT dansite kaybına neden olur. Böylece, bu dokular olmaları gerekenden daha koyu renkli görüntülenir veya siyah çizgilenmeler oluşabilir [38-40]. Bazı özel görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları bu etkiyi düzeltebilir. Ancak, bu düzeltme gereğinden fazla yapırsa yumuşak doku dansitesini abartabilir [12, 37-40]. Işın sertleşmesi uzaysal rezolüsyon artırılarak yani voksel boyut küçültülerek ve özel filtreler yardımıyla da azaltılabilir [12, 37-39]. Hareket artefaktları ise, ışın sertleşmesi artefaktını artırır [12, 13, 37, 38].

Blooming ve yapay lümen daralması

Metalik gövde, blooming etkisi denen ciddi bir BT artefaktına neden olur [12, 37-40]. Blooming, stent gövdesinin x, y ve z yönünde olduğundan daha kalın görünerek, lümen süperpoze olmasına neden olur. Bu da stent içi lümen çapının olduğundan daha dar izlenmesine yol açar [12, 13, 37-40]. Temel olarak, parsiyel volüm etkisine bağlıdır. Bir voksel birden fazla dansite içerdiğinde, ki bu durumda bunlar stent gövdesi ve lümandır, her ikisinin ortalama dansitesi görüntüye yansır. Metalin BT dansite değerleri çok yüksek olduğundan, bu ortalama yumuşak doku dansitesinden her zaman çok yüksektir ve stent gövdesinin dansitesine çok daha yakındır. Stent küçüldükçe parsiyel volüm etkisi artar ve lümen değerlendirme güçleşir. Bu artefaktın en rahatsız edici etkisi, lümande yapay daralmaya neden olmasıdır [12, 13, 37-40]. Bu nedenle stent lümeni BT ile yaklaşık %20 ile %100 arasında daralmış görülebilir ve bu oran stentin yapıldığı materyale ve gövde kalınlığına bağlı olarak değişir [38]. Uzaysal rezolüsyon arttıkça, parsiyel volüm etkileri azalır. Bu nedenle daha ince kesit kalınlığı ve uyarlanmış rekonstrüksiyon algoritmaları ile bu yapay daralma azaltılabilir [12, 13, 37-30].

Stentin dizaynına, metalin türüne göre artefakt şiddeti değişir. Bu nedenle stentin yapıldığı materyal, gövde kalınlığı, boyutu ve şekli stent lümeninin değerlendirilebilir olmasında oldukça belirleyicidir (Resim 1) [12, 13, 30, 37, 38]. Bunun yanı sıra tetkikin yapıldığı BT cihazının teknolojik özellikleri de (uzaysal çözünürlük, zamansal çözünürlük, rekonstrüksiyon filtreleri) son derece önemlidir [12, 13, 30, 37, 38].

Koronar stentler koroner ağacın herhangi bir segmentinde bulunabilir ve çoğunlukla çekim aksına oblik seyir göstermektedir. Bu nedenle BT çekimlerinde hedef her yönde izotropik ve mümkün olan en yüksek uzaysal çözünürlükteki görüntüler elde etmektir [38, 39].

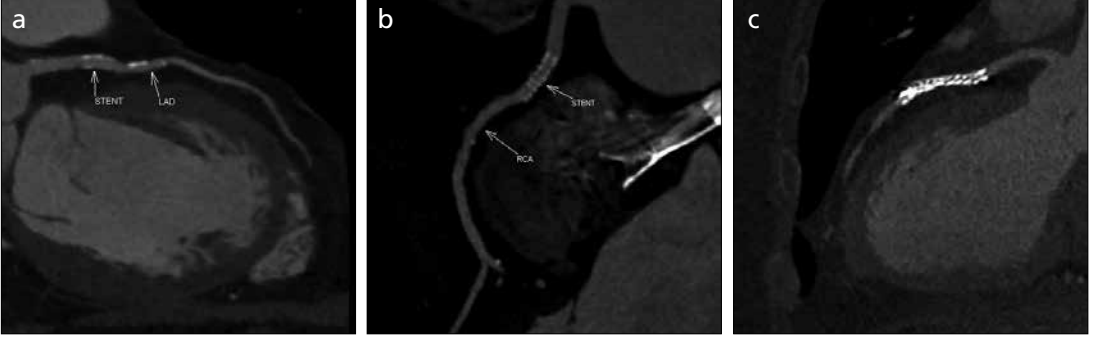
Koronar stentlerin boyutu uygulanan arter çapına göre değişmekle beraber 2,5-5 mm arasındadır. Çoğunlukla stentlerin gövde kalınlık-

ları 0,07 ile 0,15 arasında değişmektedir ve yapısal olarak stentler özellikle kafes dizaynları açısından çok belirgin farklılıklar göstermektedir [41, 42]. Bu özellikle metal-doku oranlarını değiştirerek X-ışını atenuasyonunda da anlamlı farklılıklar yaratmaktadır [39, 40, 43]. Ek olarak, ilaç salınımlı stentler ilaç içeren bir polimerle kaplıdır ve bu da yapısal farklılık oluşturmaktadır [15, 43].

Kural olarak, en ince gövdeli stentlerde en az blooming artefaktı görülür [38-40, 42, 43]. Genel olarak, stent çapının 3 mm altında ve gövde kalınlığının 140 μm 'nin üstünde olduğu durumlarda stent içi değerlendirme güçleşmektedir [38-40, 42, 43]. Stentin yapıldığı metalin atom numarası artefaktlar açısından önemlidir. Altın ve tantalum içerikli stentlerde metal artefaktları daha belirgindir. Çelik, kobalt içerikli ve krom ile nitinol alaşımli stentlerde ise, metalik artefaktlar nispeten daha az olarak izlenmektedir [39, 40, 42, 43]. Ayrıca, bifürkasyon stentleri veya üst üste binme gibi kompleks prosedürler birden çok metal tabaka varlığı nedeniyle daha çok metalik artefakta neden olur ve lümen içinin görülmesi daha da güçleşir [13, 38]. Gelecekte, zaman içinde vücutta çözünen biodegradable stentlerin geliştirilmesi şu an için stent görüntülemeyi zorlaştıran metal artefaktlarını ortadan kaldırarak, BT'nin takip inceleme metodu olarak rolünü pekiştirebilir [44].

Yüksek kalp hızlarına bağlı hareket artefaktları, düzensiz atımlar ve paradoks ventrikül hareketleri de stentlere ait metal artefaktlarının etkisini artırır [27, 28, 30, 45]. Yüksek hızlı gantri rotasyon süresi ve kalp hızının azaltılması önerilir. Beta bloker kullanımı kalp hızını düşürüp, aritmiyi azaltarak tetkik kalitesi artırır [27]. Elektrokardiyografi düzeltme teknikleri, hafif ritim düzensizliklerini (prematür atım gibi) düzeltmeye yardımcı olabilir [27]. Aynı zamanda damar duvarındaki kalsifik plaklar da blooming etkisini artırarak lümen değerlendirmesini daha da güçleştirir [27].

Metal artefaktlarının görüntüdeki etkisi bir taraftan uzaysal çözümleme tarafından belirlenirken, diğer taraftan özel rekonstrüksiyon algoritmaları ve görüntü filtrelerinin kullanılmasıyla da belirgin şekilde etkilenir [46].



Resim 1. a-c. Stentin yapıldığı materyal, gövde kalınlığı, boyutu ve şekli stent lümeninin değerlendirilebilir olmasında oldukça belirleyicidir. a) Sol anterior desendan arter (LAD) proksimalinde izlenen stentin geniş çapı ve ince gövdesi nedeniyle stent içi lümen değerlendirilmesi optimal biçimde yapılabilmektedir. Stente bağlı artefaktlar minimaldir. b) Sağ koroner arter (RCA) proksimal segmentinde izlenen stentin yapısı ve nispeten kalın gövdesi nedeniyle lümen yapay daralma olmaktadır. Ancak bu durum değerlendirmeyi engeller nitelikte değildir. c) Sol sirkumfleks arter (LCX) proksimal kesiminde izlenen stentin yapısına bağlı olarak yoğun metalik artefaktlar mevcuttur ve değerlendirme yapılamamaktadır.

Kenar keskinleştirici filtreler blooming artefaktında belirgin azalmaya yol açarak stentin daha iyi görüntülenmesini sağlayabilir (Resim 2) [28, 46]. Literatür verilerine göre, yumuşak bir filtre kullanıldığında blooming etkisine bağlı olarak yapay lümen daralması %37 olup, lümen içi atenüasyon aortaya göre 100 HU yüksektir. Oysa keskin filtreler kullanıldığında, stent içi yapay lümen daralması %29'a iner ve atenüasyon aortaya göre 60 HU yüksek olur. Bu veriler stent lümeninin kenar keskinleştirici filtrelerle daha güvenilir olarak değerlendirilebildiğini ortaya koymaktadır [28, 46]. Ancak kenar keskinleştirici filtreler uzaysal rezolüsyonu artırıp, blooming artefaktını azaltırken gürültüyü de artırır. Bu nedenle optimal yarar için filtrenin de optimal seçimi önemlidir. Fazla sert filtreler, avantajı dezavantaja çevirebilir [28, 46]. Aynı zamanda yüksek lümen içi kontrast boyanması da artmış gürültü etkisini azaltmada etkilidir ve lümen içi görüntülemeyi olumlu etkiler. Bu nedenle özellikle daha küçük çaplı stentlerin açıklığı araştırılırken lümen boyanmasının yüksek olması tavsiye edilmektedir [47].

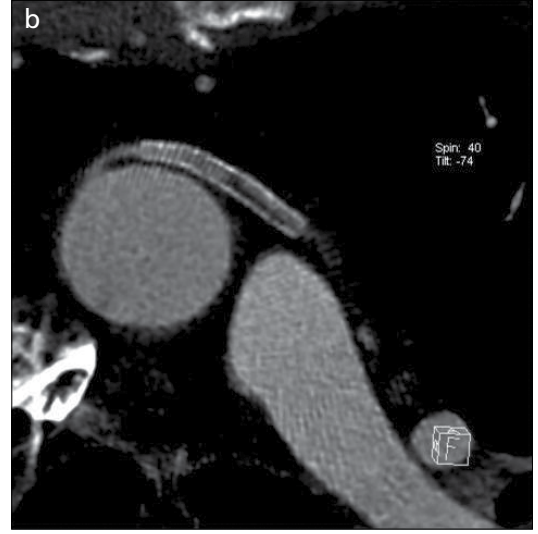
Bilgisayarlı tomografi pencere ayarları da görüntü kontrastını ve gürültüyü etkiler. Eğer pencere çok darsa gürültü artar ve diğer yapısal detayların gri skala ayrımı kaybolur. Geniş pencere ayarları stent lümeni değerlendirmesi

için seçilebilir (pencere genişliği 1500 HU, merkez 300 HU) [48].

Stent açıklığının değerlendirilmesi

Stentlerin değerlendirilmesinde, orijinal aksiyal imajlara ek olarak, damar trasesine paralel ve dik multiplanar reformat rekonstrüksiyonlar (MPR) kullanılır. Böylece stentler hem uzunhem de kısa aksta değerlendirilir [27, 30]. Lümen trasesine dik kısa aks görüntüler özellikle stenoz derecesini değerlendirmede yararlıdır [12, 27, 30]. Maksimum intensite projeksiyon (MIP) ve 3 boyutlu hacim görüntüler tanısız olarak kullanılmaz. Ek olarak uygun eşik aralıkları seçilip, geçirgenlik ayarları yapılarak, damar içinin endoskopik görüntüleri oluşturulabilir (sanal anjiyoskopi). Bu teknik farklı stent dizaynlarının görüntülenmesinde yardımcıdır ve lümen açıklığı ile ilgili bilgi sağlar. Ancak, çok ince çaplı stentlerde gürültü bu görüntülerin güvenilirliğini azaltır [12].

Stent açıklığı değerlendirilirken, lümen içinin direkt olarak görüntülenmesi önemlidir. Çünkü stent distalindeki koroner arter segmentinin lümen devamlılığı, kalibrasyonu veya akım dansitesi gibi indirekt bulgular kollateral damarlara bağlı retrograt dolun nedeniyle oklüde bir stentin patent olarak yanlış değerlendirilmesine yol açabilir [27, 30].



Resim 2. a, b. Keskin filtreler metalik stent gövdelerinin daha net sınırlanmasına ve böylece stent içi lezyonların saptanmasına yardımcı olabilir. Yumuşak filtre (B30f) kullanıldığında stent lümeni bulanık izlenirken a) kenar keskinleştirici filtre (B46f) kullanıldığında stent lümeni daha net izlenmektedir b) Stent içi restenozun saptanması ve darlığın derecelendirilmesi böylece mümkün olmaktadır.

Değerlendirilme yapılırken, stent içi lümeninde referans damara eş dansitede homojen kontrastlanma izlendiğinde stent patent olarak belirtilmektedir (Resim 3,4) [27, 30]. Stent lümeninde düşük dansiteli dolum defektlerinin izlendiği, ancak lümen açıklığının %50'den fazla korunduğu durumlarda neointimal hiperplaziden bahsedilmektedir (Resim 5) [20, 27]. Stent içi neointimal hiperplazi, stent ve kontrastla boyalı lümen arasında koyu bir kenar izlenmesi ile saptanır. Lümen açıklığının %50'den fazla daralması restenoz şeklinde tanımlanmaktadır (Resim 6, 7) [27, 30]. Restenoz stent içinde veya komşuluğunda (5 mm yakınlıkta) oluşabilir. Stent lümeninin tümüyle düşük dansitede izlenmesi ise oklüzyon ile uyumludur (Resim 8) [27, 30].

EĞİTİCİ
NOKTA

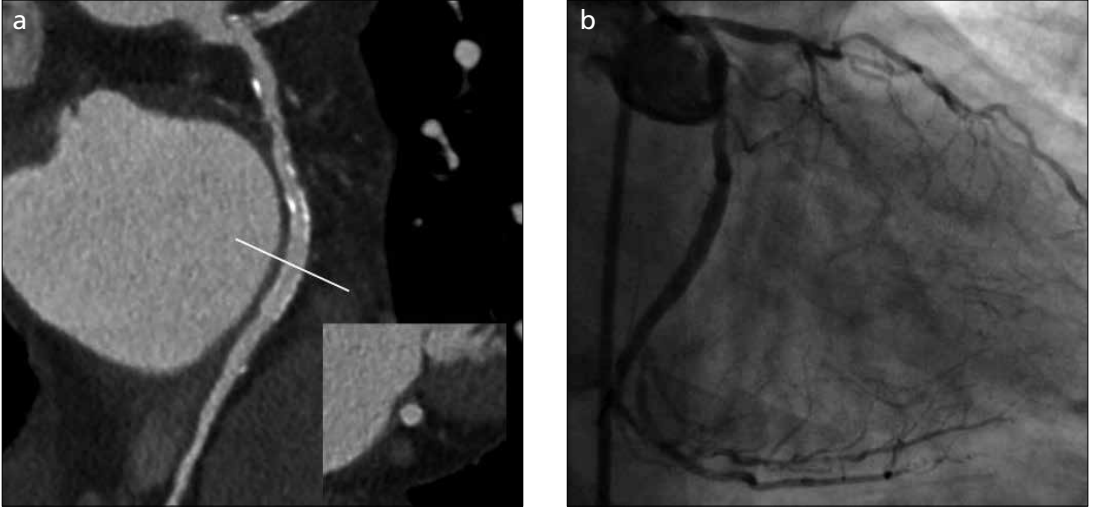
Sonuç

Bilgisayarlı tomografi anjiyografinin stent görüntülemesinde artan etkinliği koroner BT anjiyografiye ait güncel kılavuzlarda da vurgulanmaktadır. Öyle ki Amerikan Kalp Derneği'nin (AHA) 2006 yılındaki bilimsel bildirisinde BT anjiyografi stent görüntüleme için önerilmez iken, 2010 yılında yayınlanan ve birçok

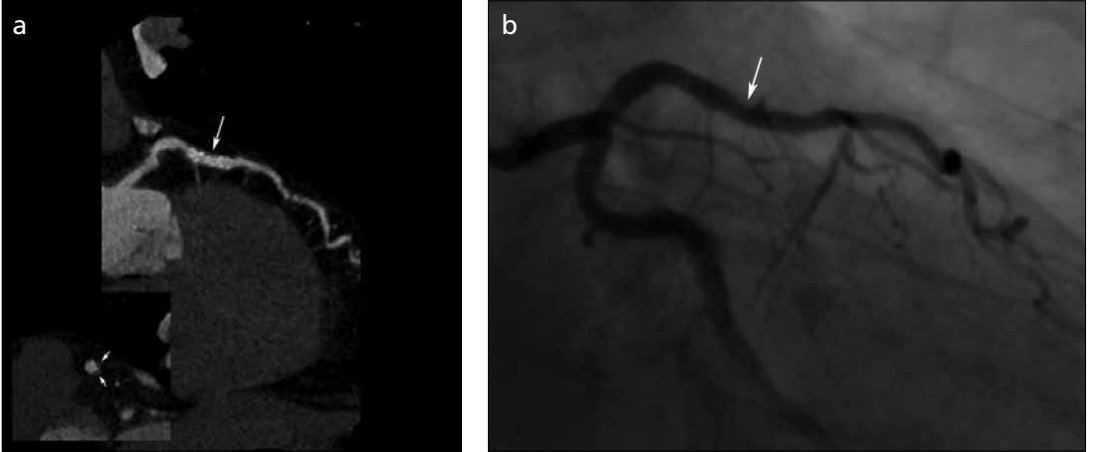


Resim 3. Sol anterior desendan arterin (LAD) kıvrımlı MPR görüntüsünde LAD proksimalindeki stent lümeni homojen yüksek dansitede izlenmekte olup patenttir. Stentin hemen sonrasında ise orta dereceli eksantrik darlık izlenmektedir.

derneğin ortak bildirisi niteliğindeki uygunluk kriterleri raporunda, BT sol ana koroner artere yapılan stent uygulamaları sonrasında ve 3mm veya daha geniş çaplı stentlerde asemptomatik hastaların görüntülenmesi için uygun olarak tanımlanmaktadır [26, 48]. Bu rapora göre



Resim 4. a, b. Stent içi lümeninde referans damara eş dansitede homojen kontrastlanma izlendiğinde stent patent olarak tanımlanmaktadır. a) Kıvrımlı MPR görüntüde sol sirkumfleks arter (LCX) orta segmentinde izlenen stent patenttir. Stent lümeni homojen yüksek dansitede izlenmektedir. Resmin sağ alt köşesinde işaretli düzeyden elde olunan damar trasesine dik kısa aks aksiyal görüntü izlenmektedir. b) Sağ ön oblik konvansiyonel anjiyografi görüntüsünde stentin patent olduğu izlenmektedir.



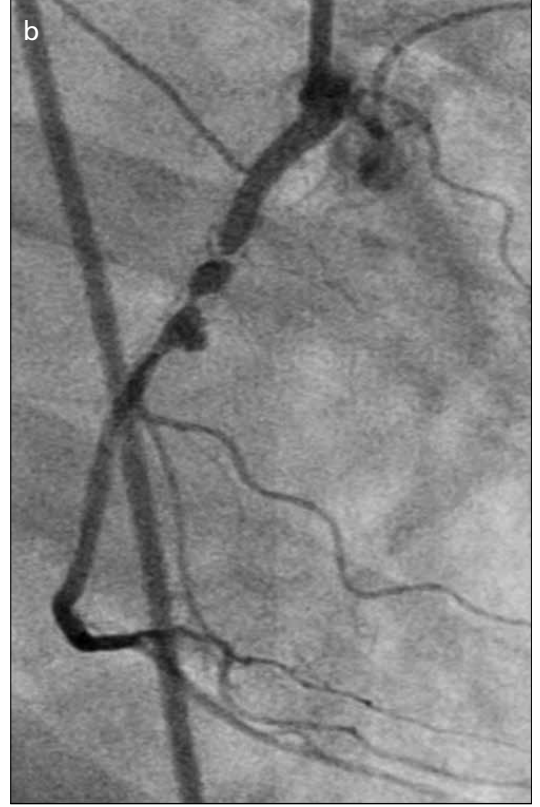
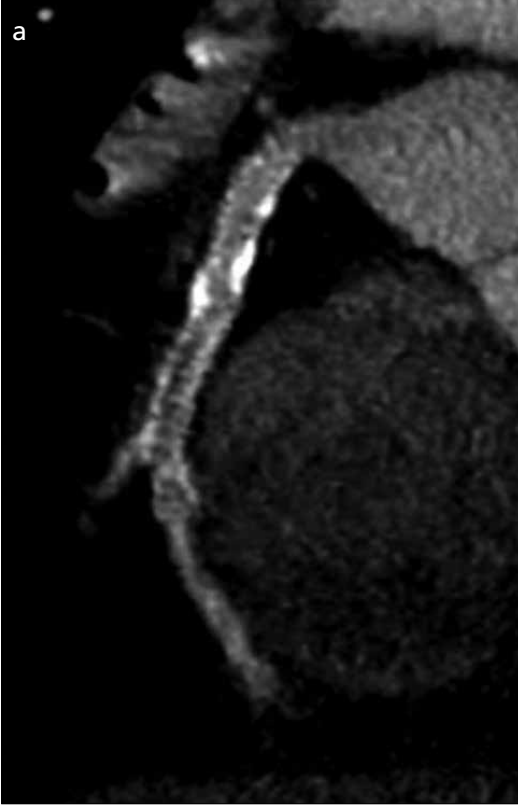
Resim 5. a, b. Stent lümeninde düşük dansiteli dolum defektlerinin izlendiği ancak lümen açıklığının %50'den fazla korunduğu durumlarda neointimal hiperplaziden bahsedilmektedir. a) Kıvrımlı MPR imajda sol anterior desandan arter (LAD) proksimalindeki stent içinde stent duvarına komşu düşük dansiteli lineer dolum defekti izlenmektedir. Ancak lümendeki daralma minimaldir. Görünüm neointimal hiperplazi ile uyumludur. Resmin sol alt köşesinde okla işaretli lezyon bölgesinden geçen kısa aks görüntüde intimal hiperplazi ve lümen açıklığının minimal daraldığı izlenmektedir. b) Sağ ön oblik konvansiyonel anjiyografi görüntüsünde neointimal hiperplazi izlenmektedir.

stent çapı geniş olan ve klinik olarak restenoz açısından düşük ya da orta derece risk taşıyan hastalarda 64 kesitli koroner BT anjiyografinin stent içi restenozun dışlanmasında invazif anjiyografinin alternatifi olabileceği belirtilmektedir [48].

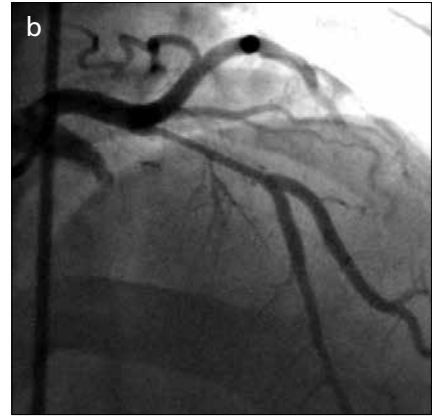
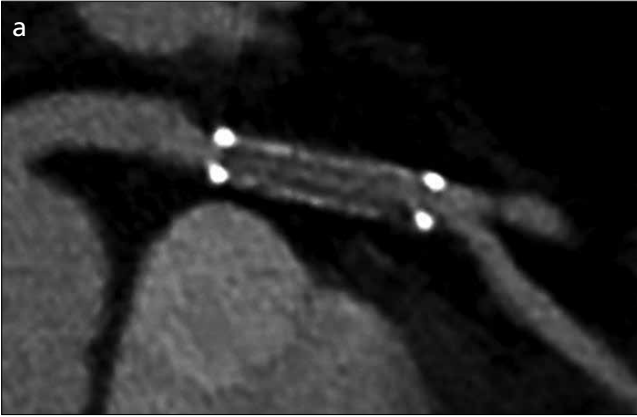
Özet olarak; giderek artan sayıdaki koroner stent uygulamaları, stent açıklığını değerlen-

dirmede invazif olmayan yöntemlerin geliştirilmesini gerekli kılmaktadır. Çok kesitli BT diğer metotlara kıyasla, ciddi üstünlükleri olan bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır ve invazif anjiyografiye alternatif olma yolundadır.

Görüntüyü etkileyen metalik artefaktlara rağmen, BT teknolojisindeki son gelişmeler



Resim 6. a, b. Lümen açıklığının %50'den fazla daralması stent içi restenoz şeklinde tanımlanmaktadır. a) Sağ koroner artere ait MPR imajda stent içinde düşük dansiteli dolun defeki izlenmektedir ve lümen açıklığı %50'den fazla azalmıştır. (restenoz). b) Sağ ön oblik konvansiyonel anjiyografi görüntüsünde stent içi restenoz izlenmektedir.



Resim 7. a, b. a) MPR imajda sol anterior desendan arter (LAD) proksimalindeki stent içinde lümeni çepeçevre saran düşük dansiteli dolun defeki izlenmektedir. Lümen açıklığı %50'den fazla azalmıştır (restenoz). b) Sol ön oblik konvansiyonel anjiyografi görüntüsünde stent içi restenoz izlenmektedir.

stent lümen görüntülenmesini ve neointimal hiperplazi, restenoz ve oklüzyon değerlendirmesini mümkün kılmaktadır.

Artefakt çeşitlerini ve bunları azaltma yollarını bilmek, uygun çekim parametreleri

ile çekim yapmak, uygun filtreler, pencere ayarları ve görüntü işleme yöntemleri kullanmak stent değerlendirmenin temel kuralıdır ve BT'nin klinik yararlılığını arttırmaktadır.



Resim 8. a, b. Stent lümeninin tümüyle düşük dansitede izlenmesi oklüzyon ile uyumludur. a) Kıvrımlı MPR görüntüde sol anterior desendan arter (LAD) proksimalinde bulunan stentin lümeni tümüyle düşük dansiteli olup kontrasta ait yüksek dansite izlenmemektedir. Resmin altındaki okla işaretli bölgelerden geçen kısa aks görüntülerde lümen içi tümüyle düşük dansiteli oklüde olarak izlenmektedir. b) Sağ ön oblik konvansiyonel anjiyografi görüntüsünde stent oklüdedir.

Kaynaklar

- [1]. Roger VL, Go AS, Lloyd-Jones DM, Benjamin EJ, Berry JD, BorgenWB, et al. Heart disease and stroke statistics--2011 update: A report from the American Heart Association. *Circulation* 2011; 125: 2-220.
- [2]. Bashore TM, Bates ER, Berger PB, Clark DA, Cusma JT, Dehmer GJ, et al. Clinical Expert Consensus Document on cardiac catheterization laboratory standards: a report of the American Collage of Cardiology Task Force on Clinical Expert Consensus Documents. *J Am Coll Cardiol* 2001; 37: 2170-214.
- [3]. Serruys PW, de Jaegere P, Kiemeneij F, Macaya C, Heyndrickx G, Emanuelsson H, et al. A comparison of balloon-expandable-stent implantation with balloon angioplasty in patients with coronary artery disease. Benestent Study Group. *N Engl J Med* 1994; 331: 489-95.
- [4]. Smith SC Jr, Dove JT, Jacobs AK, Kennedy JW, Kereiakes D, Kern MJ, et al. ACC/AHA guidelines of percutaneous coronary interventions-executive summary. A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice. *J Am Coll Cardiol* 2001; 37: 2215-39.
- [5]. Hannan EL, Racz MJ, Walford G, Jones RH, Ryan TJ, Bennett E, et al. Long-term outcomes of coronary-artery bypass grafting versus stent implantation. *N Engl J Med* 2005; 352: 2174-83.
- [6]. Mercado N, Boersma E, Wijns W, Gersh BJ, Morillo CA, de Valk V, et al. Clinical and quantitative coronary angiographic predictors of coronary restenosis: a comparative analysis from the balloon-to-stent era. *J Am Coll Cardiol* 2001; 38: 645-52.
- [7]. Iakovou I, Schmidt T, Bonizzoni E, Ge L, Sangiorgi GM, Stankovic G, et al. Incidence, predictors, and outcome of thrombosis after successful implantation of drug-eluting stents. *JAMA* 2005; 293: 2126-30.
- [8]. McFadden EP, Stabile E, Regar E, Cheneau E, Ong AT, Kinnaird T, et al. Late thrombosis in drug-eluting coronary stents after discontinuation of antiplatelet therapy. *Lancet* 2004; 364: 1519-21.
- [9]. Ong AT, McFadden EP, Regar E, de Jaegere PP, van Domburg RT, Serruys PW. Late angiographic stent thrombosis (LAST) events with drug-eluting stents. *J Am Coll Cardiol* 2005; 45: 2088-92.
- [10]. Stone GW, Moses JW, Ellis SG, Schofer J, Dawkins KD, Morice MC, et al. Safety and efficacy of sirolimus- and paclitaxel-eluting coronary stents. *N Engl J Med* 2007; 356: 998-1008.
- [11]. Ong AT, Hoyer A, Aoki J, van Mieghem C, Rodriguez Granillo GA, Sonnenschein K, et al. Thirty-day incidence and 6-month clinical outcome of thrombotic stent occlusion after bare-metal, sirolimus, or paclitaxel stent implantation. *J Am Coll Cardiol* 2005; 45: 947-53.
- [12]. Pugliese F, Cademartiri F, van Mieghem C, Meijboom WB, Malagutti P, Mollet NR, et al. Multidetector CT for visualization of coronary stents. *Radiographics* 2006; 26: 887-904.
- [13]. Mahnken AH. CT imaging of coronary stents: Past, present, and future. *ISRN Cardiology* 2012; doi:10.5402/2012/139823.
- [14]. Hoffmann R, Mintz GS, Dussailant GR, Popma JJ, Pichard AD, Satler LF, et al. Patterns and mechanisms of in-stent restenosis: a serial intravascular ultrasound study. *Circulation* 1996; 94: 1247-54.

- [15]. Van der Hoeven BL, Pires NM, Warda HM, Oemrawsingh PV, van Vlijmen BJ, Quax PH, et al. Drug-eluting stents: results, promises and problems. *Int J Cardiol* 2005; 99: 9-17.
- [16]. Hug J, Nagel E, Bornstedt A, Schnackenburg B, Oswald, H, Fleck E. Coronary arterial stents: safety and artifacts during MR imaging. *Radiology* 2000; 216: 781-7.
- [17]. Rossi A, Dharampala A, de Feyter PJ. Coronary CT angiography for patients with suspected coronary artery disease. *Heart* 2013; doi:10.1136/301949.
- [18]. Maintz D, Juergens KU, Wichter T, Grude M, Heindel W, Fischbach R. Imaging of coronary artery stents using multislice computed tomography: in vitro evaluation. *Eur Radiol* 2003; 13: 830-5.
- [19]. Maintz D, Grude M, Fallenberg EM, Heindel W, Fischbach R. Assessment of coronary arterial stents by multislice-CT angiography. *Acta Radiol* 2003; 44: 597-603.
- [20]. Kruger S, Mahnken AH, Sinha AM, Borghans A, Dedden K, Hoffman R, et al. Multislice spiral computed tomography for the detection of coronary stent restenosis and patency. *Int J Cardiol* 2003; 89: 167-72.
- [21]. Gilard M, Cornily JC, Pennec PY, Le Gal G, Nonent M, Mansourati J, et al. Assessment of coronary artery stents by 16 slice computed tomography. *Heart* 2006; 92: 58-61.
- [22]. Cademartiri F, Mollet N, Lemos PA, Pugliese F, Baks T, Mc Fadden EP, et al. Usefulness of multislice computed tomographic coronary angiography to assess in-stent restenosis. *Am J Cardiol* 2005; 96: 799-802.
- [23]. Schuijf JD, Bax JJ, Jukema JW, Lamb HJ, Warda HM, Vliegen HW, et al. Feasibility of assessment of coronary stent patency using 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 2004; 94: 427-30.
- [24]. 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. *Circulation* 2006; 114: 645-53.
- [25]. Cademartiri F, Schuijf JD, Pugliese F, Mollet NR, Jukema JW, Maffei E, et al. Usefulness of 64-slice multislice computed tomography coronary angiography to assess in-stent restenosis. *J Am Coll Cardiol* 2007; 49: 2204-10.
- [26]. Rixe J, Achenbach S, Ropers D, Baum U, Kuettner A, Ropers U, et al. Assessment of coronary artery stent restenosis by 64-slice multi-detector computed tomography. *Eur Heart J* 2006; 27: 2567-72.
- [27]. Öncel D, Öncel G, Karaca M. Coronary stent patency and in-stent restenosis: Determination with 64-section multidetector CT coronary angiography-Initial experience. *Radiology* 2007; 242: 403-9.
- [28]. Cademartiri F, Mollet NA, Lemos PA, Pugliese F, Baks T, McFadden EP, et al. Usefulness of multislice computed tomographic coronary angiography to assess in-stent restenosis. *Am J Cardiol* 2005; 96: 799-802.
- [29]. Carrabba N, Schuijf JD, De Graaf FR, Parodi G, Maffei E, Valenti R, et al. Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography coronary angiography for the detection of in-stent restenosis: a meta-analysis. *J Nucl Cardiol* 2010; 17: 470-8.
- [30]. Öncel D, Öncel G, Taştan A, Tamcı B. Evaluation of coronary stent patency and in-stent restenosis with dual-source CT coronary angiography without heart rate control. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191: 56-63.
- [31]. 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.
- [32]. 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.
- [33]. De Graaf FR, Schuijf JD, Van Velzen JE, Boogers MJ, Kroft LJ, de Roos A, et al. Diagnostic accuracy of 320-row multidetector computed tomography coronary angiography to noninvasively assess in-stent restenosis. *Invest Radiol* 2010; 45: 331-40.
- [34]. Ebersberger U, Tricarico F, Schoepf UJ, Blanke P, Spears JR, Rowe GW, et al. CT evaluation of coronary artery stents with iterative image reconstruction: improvements in image quality and potential for radiation dose reduction. *Eur Radiol* 2012 Jul 10. [Epub ahead of print].
- [35]. Renker M, Ramachandra A, Schoepf UJ, Raupach R, Apfaltrer P, Rowe GW, et al. Iterative image reconstruction techniques: Applications for cardiac CT. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2011; 4: 225-30.
- [36]. Budoff MJ, Achenbach S, Blumenthal RS, Carr JJ, Goldin JG, Greenland P, et al. Assessment of coronary artery disease by cardiac computed tomography: a scientific statement from the American Heart Association Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention, Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, and Committee on Cardiac Imaging, Council on Clinical Cardiology. *Circulation* 2006; 114: 1761-91.
- [37]. Choi HS, Choi BW, Choe KO, Choi D, Yoo KJ, Kim MI, et al. Pitfalls, artifacts, and remedies in multi-detector row CT coronary angiography. *Radiographics* 2004; 24: 787-800.
- [38]. Halon DA, Gaspar T, Adawi S, Peled N, Lewis BS. Coronary stent assessment on multidetector computed tomography: source and predictors of image distortion. *Int J Cardiol* 2008; 128: 62-8.
- [39]. Mahnken AH, Buecker A, Wildberger JE, Ruebben A, Stanzel S, Vogt F, et al. Coronary artery stents in multislice computed tomography: in vitro artifact evaluation. *Invest Radiol* 2004; 39: 27-33.
- [40]. Maintz D, Juergens KU, Wichter T, Grude M, Heindel W, Fischbach R. Imaging of coronary artery stents using multislice computed tomography: in vitro evaluation. *Eur Radiol* 2003; 13: 830-5.

- [41]. Colombo A, Stankovic G, Moses JW. Selection of coronary stents. *J Am Coll Cardiol* 2002; 40: 1021-33.
- [42]. Chung SH, Kim YJ, Hur J, Lee HJ, Choe KO, Kim TH, et al. Evaluation of coronary artery in-stent restenosis by 64-section computed tomography: factors affecting assessment and accurate diagnosis. *J Thorac Imaging* 2010; 25: 57-63.
- [43]. Maintz D, Burg MC, Seifarth H, Bunck AC, Ozgun M, Fischbach R, et al. Update on multidetector coronary CT angiography of coronary stents: in vitro evaluation of 29 different stent types with dual-source CT. *Eur Radiol* 2009; 19: 42-9.
- [44]. Serruys PW, Onuma Y, Dudek D, Smits PC, Koolen J, Chevalier B, et al. Evaluation of the second generation of a bioresorbable everolimus drug-eluting vascular scaffold for treatment of de novo coronary artery stenosis: six-month clinical and imaging outcomes. *J Am Coll Cardiol* 2011; 58: 1578-88.
- [45]. Groen JM, Greuter MJW, Van Ooijen PMA, Willem TP, Oudkerk M. Initial results on visualization of coronary artery stents at multiple heart rates on a moving heart phantom using 64-MDCT. *J Comput Assist Tomogr* 2006; 30: 812-7.
- [46]. Seifarth H, Raupach R, Schaller S, Fallenberg EM, Flohr T, Heindel W, et al. Assessment of coronary artery stents using 16-slice MDCT angiography: evaluation of a dedicated reconstruction kernel and a noise reduction filter. *Eur Radiol* 2005; 15: 721-6.
- [47]. Cademartiri F, Mollet NR, van der Lugt A, McFadden EF, Stijnen T, de Feyter PJ, et al. Intravenous contrast material administration at helical 16-detector row CT coronary angiography: effect of iodine concentration on vascular attenuation. *Radiology* 2005; 236: 661-5.
- [48]. Taylor AJ, Cerqueira M, Hodgson JM, Mark D, Min J, O'Gara P, et al. ACCF/SCCT/ACR/AHA/ASE/ASNC/NASCI/SCAI/SCMR 2010 Appropriate Use Criteria for Cardiac Computed Tomography. A Report of the American College of Cardiology Foundation Appropriate Use Criteria Task Force. *Circulation* 2010; 122: 525-55.

Koroner Arter Stentlerinin Değerlendirilmesi

Dilek Öncel, Güray Öncel

Sayfa 71

Koroner stent görüntülenmesinde BT'nin klinik potansiyelinin gerçek anlamda ortaya konması ve yöntemin klinik kullanımının artarak yaygınlaşması 64 kesitli BT sistemleri ile olmuştur.

Sayfa 72

Her ne kadar koroner stent kalibrasyonları koroner arterlerin çapından çok daha küçük olmasa da, stent içi lümenin görüntülenmesi diğer koroner arter segmentlerine kıyasla çok daha zordur. Çünkü BT'de metalik stent gövdesi yüksek dansitesinden kaynaklanan artmış atenüasyona bağlı tipik artefaktlara neden olur. Bilgisayarlı tomografide stentlerle ilgili en önemli iki artefakt, ışınsertleşmesi ve parsiyel volüm etkilerine bağlı yapay lümen daralmasıdır.

Sayfa 73

Stentin dizaynına, metalin türüne göre artefakt şiddeti değişir. Bu nedenle stentin yapıldığı materyal, gövde kalınlığı, boyutu ve şekli stent lümenin değerlendirilebilir olmasında oldukça belirleyicidir. Bunun yanı sıra tetkikin yapıldığı BT cihazının teknolojik özellikleri de (uzaysal çözünürlük, zamansal çözünürlük, rekonstrüksiyon filtreleri) son derece önemlidir.

Sayfa 73

Kural olarak, en ince gövdeli stentlerde en az blooming artefaktı görülür. Genel olarak, stent çapının 3 mm altında ve gövde kalınlığının 140 µm'nin üstünde olduğu durumlarda stent içi değerlendirme güçleşmektedir.

Sayfa 75

Değerlendirilme yapılırken, stent içi lümen referans damara eş dansitede homojen kontrastlanma izlendiğinde stent patent olarak belirtilmektedir. Stent lümeninde düşük dansiteli dolmuş defektlerinin izlendiği, ancak lümen açıklığının %50'den fazla korunduğu durumlarda neointimal hiperplaziden bahsedilmektedir.

Koroner Arter Stentlerinin Değerlendirilmesi

Dilek Öncel, Güray Öncel

1. Aşağıdaki cümlelerden yanlış olanı işaretleyiniz.
 - a. MR anjiyografinin koroner arterlerin ve özellikle de koroner stentlerin görüntülenmesindeki yeri tartışmalıdır.
 - b. BT anjiyografi koroner arter görüntülenmesinde olduğu gibi koroner stent uygulamaları sonrasında da güvenilirliği en yüksek non-invazif görüntüleme yöntemidir.
 - c. BT anjiyografi ile stent içi lümenin görüntülenmesi diğer koroner arter segmentlerine kıyasla çok daha zordur.
 - d. BT anjiyografide metalik stent gövdesi görüntüleme açısından sorun yaratmaz.
2. Aşağıdaki cümlelerden doğru olanı işaretleyiniz.
 - a. BT’de stentlerle ilgili en önemli iki artefakt ışın sertleşmesi ve parsiyel volüm etkilerine bağlı yapay lümen daralmasıdır.
 - b. Blooming artefaktı parsiyel volüm etkisine bağlıdır ve lümande yapay daralmaya neden olur.
 - c. Uzaysal rezolüsyon artırılarak parsiyel volüm etkileri ve ışın sertleşmesi azaltılabilir.
 - d. Hepsi.
3. Hangisi BT anjiyografide stent görüntülemeyi etkileyen faktörler arasındadır?
 - a. Stentin yapıldığı materyal,gövde kalınlığı, boyutu ve şekli.
 - b. Uzaysal ve zamansal çözünürlük.
 - c. Rekonstrüksiyon için kullanılan filtre seçimi.
 - d. Hepsi.
4. Aşağıdaki cümlelerden yanlış olanı işaretleyiniz.
 - a. Stent çapının 3 mm altında ve gövde kalınlığının 140 µm’nin üstünde olduğu durumlarda stent içi değerlendirme güçleşmektedir.
 - b. Metal artefaktları altın ve tantalum içerikli stentlerde daha belirgin; çelik, kobalt içerikli ve krom ile nitinol alaşımli stentlerde ise daha az izlenmektedir.
 - c. BT cihazının uzaysal ve zamansal çözünürlüğü arttıkça stent içi değerlendirme iyileşir.
 - d. Hiçbiri.
5. Aşağıdaki cümlelerden doğru olanı işaretleyiniz.
 - a. Stent içi lümande referans damara eş dansitede homojen kontrastlanma izlendiğinde stent patent olarak değerlendirilir.
 - b. Stent lümeninde düşük dansiteli dolun defektlerinin izlenmesi durumunda lümen açıklığının %50’den fazla korunması neointimal hiperplazi, %50’den fazla daralması restenoz şeklinde tanımlanır.
 - c. Stent lümeninin tümüyle düşük dansitede izlenmesi ise oklüzyon ile uyumludur.
 - d. Hepsi.

Koroner Baypas Greftlerin Değerlendirilmesi

Memduh Dursun, Şükrü Şanlı

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Safen ven greftleri
- İnternal mammarian arter (İMA) greftleri
- Radial arter (RA) greftleri
- Baypas greft komplikasyonları
- Kaynaklar

Koroner arter baypas greft cerrahisi ileri koroner arter hastalığı tedavisinde standart olarak uygulanan tedavi yöntemidir. Koroner arter baypas greft cerrahisi için günümüzde tavsiye edilen endikasyonlar; anlamlı sol ana koroner arter (LMCA) stenozu, sol anteryor desendan arter (LAD) ve sol sirkumfleks arter (LCX) proksimal bölümlerinde %70'den fazla stenoz ile 3 damar koroner arter hastalığıdır [1].

Koroner arter baypas greft cerrahisi sonrası, uzun dönem klinik sonuçlar ve tekrarlayan semptomlar, baypas greft patentlik durumuna ve nativ koroner arter hastalığının progresyon derecesine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir [2, 3]. Bu nedenle klinik olarak kullanılacak görüntüleme yönteminin baypas greftin durumunu göstermesinin yanında, koroner hastalığının progresyonu hakkında da bilgi vermesi gerekmektedir. Konvansiyonel koroner anjiyografi geleneksel olarak baypas greft ve nativ koroner arterlerin durumunu değerlendirmede kullanılan altın standart invazif yöntem olmakla birlikte, son dönemlerde multi dedektör bilgisayarlı to-

mografi (MDBT) anjiyografinin teknik olarak gelişimi baypas greftlerin ve nativ koroner arterlerin noninvazif olarak değerlendirilmesini olanaklı kılmıştır. Koroner BT Anjiyografi (KBTA) koroner arter baypas greft cerrahisi sonrası, baypas greft ve nativ koroner arter değerlendirmenin yanında koroner dışı kardiyak patolojileri de belirleyebilme yönünden konvansiyonel anjiyografiye üstündür. Koroner BT anjiyografi ile koroner arter baypas greft cerrahisi sonrasında, potansiyel olarak klinik önemi olan kardiyak ve non-kardiyak patolojiler yüksek doğrulukla belirlenebilmektedir [4].

Elektrokardiyografi tetikleme (EKG gating) ve MDBT gelişimi ile koroner baypas greftlerin görüntülemesinde son derece iyi sonuçlar sağlanmaktadır. Özellikle 64 dedektör dizimli BT ve daha gelişmiş jenerasyon cihazlar sayesinde yüksek temporal ve uzaysal rezolüsyon sağlanabilmekte olup, kalp ve solunumun neden olduğu hareket etkisi azaltılabilmektedir [5]. Altmış dört dedektör dizimli MDBT ile baypas greft oklüzyonu ve ileri dereceli stenoz

İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

✉ Memduh Dursun • memduhdursun@yahoo.com

tanısında sensitivite değeri %93,3'ten %100'e ve spesifite değerleri %91,4'ten %100'e ulaşmaktadır [6-9].

İntravenöz (İV) kontrast madde enjeksiyonunda infüzyon hızı 4-5 mL/sn olmalıdır. Verilen kontrast madde miktarı, değişik merkezlerin protokollerinde değişkenlik göstermektedir. Merkezimizde, hasta kilosuna göre değişiklik göstermekle birlikte, ortalama 80 ml kontrast madde enjeksiyonu uygulanmaktadır. Kontrast madde enjeksiyonunu takip eden 50 mL izotonik enjeksiyonu ile süperior vena kava ve sağ ventrikül yıkanması sağlanmaktadır. Görüntüleme, test doz uygulaması veya bolus timing ile elde edilebilmektedir, merkezimizde ana pulmoner arter seviyesinde çıkan aortaya yerleştirilen ROI (region of interest) ile bolus timing yöntemi sayesinde görüntüleme yapılmaktadır.

Taşikardi ve aritmileri önlemek amacıyla oral veya İV beta-adrenerjik bloker medikasyonu inceleme öncesi uygulanmalıdır. Mümkünse istenilen kalp hızı 70/dk'nın altında olmalıdır. Görüntüleme nefes tutmalı olarak gerçekleştirilmeli ve opasifiye olmamış kanın sağ atriya girisini engellemek için inspiryumda görüntüleme gerçekleştirilmelidir. Ortalama nefes tutma süresi ise 8-10 saniyedir. Görüntülemenin ve rekonstrüksiyonların optimal olması için, sıklıkla retrospektif EKG tekleme tekniği kullanılmaktadır.

Hastalar gantry içerisinde supin pozisyonunda uzanmalı ve mümkün olduğunca küçük FOV (Field of View) ile çalışılmalıdır. Buraya kadar belirtilen görüntüleme parametreleri ve teknikleri koroner BT anjiyografi ile benzerdir. **Koroner baypas görüntüleme tekniğinin, koroner arter görüntülemeye göre iki önemli farkı bulunmaktadır. Bunlardan birincisi inceleme alanının internal mammarian arter orijin seviyesine dek genişletilme gerekliliği, ikincisi ise taramanın kaudalden kraniale doğru yapılmasıdır. Böylece kalbin görüntülenmesi incelemenin başında yani nefes tutmanın en efektif olduğu anda yapılmaktadır.**

Üç boyutlu (3D) volumetrik görüntüleme teknikleri ve multiplanar reformat (MPR) görüntüleri baypas greftlerinin proksimal ve distal

anastomozlarını çeşitli projeksiyonlarda multiplanar değerlendirebilmesine olanak vermektedir ve nativ koroner arterlerin değerlendirilmesini kolaylaştırmaktadır. Ancak, metalik materyaller veya kalsiyum varlığı Maximum Intensity Projections (MIP) ile elde edilen görüntülerde yanılgılara neden olabilmekte olup, bu durumlarda farklı planlarda MPR görüntüleri değerlendirilmelidir.

Koroner BT anjiyografi ile koroner arter baypas greft açıklığını belirlemede anatomi ve konfigürasyonun bilinmesi büyük önem taşımaktadır. İki ayrı greft tipi bulunmaktadır, arteriyel greft ve venöz greft. Arteriyel greftler, venöz greftlere göre daha küçük kalibrasyonda olmaktadır. En sık kullanılan arteriyel greftler; internal mammarian arter, radial arter, sağ gastroepiploik arter ve inferior epigastrik arterdir. Arteriyel greftlerin, venöz greftlere oranla plak gelişimine ve oklüzyona daha dirençli olmasına rağmen, venöz greftler daha kolay temin edilebilmesi nedeni ile daha sık olarak kullanılmaktadır. En sık kullanılan venöz greftler ise safen ven greftleridir [9].

Greftler tipik olarak üç ayrı segmente ayrılarak değerlendirilmelidir; proksimal anastomoz, greft gövdesi ve distal anastomoz. Bir baypas grefte patent diyebilmek için, tüm segmentlerde homojen olarak lüminal kontrast opasifikasyonu izlenmeli, greft duvarı düzgün şekilli ve düzgün kontürlü olmalıdır. Greftlerin proksimal anastomozları sıklıkla distal anastomozlarından daha iyi görüntülenir. Distal anastomozun yeterli olarak görüntülenemediği durumlarda diğer segmentlerde anlamlı patolojik görünüm izlenmediyse ve greft distalinde nativ koroner arterin opasifikasyonu tabii ise greft patent olarak değerlendirilebilir. Koroner arterlerde ve dejenere greftlerde izlenen kalsifikasyonlar ile greftlerin yanında bulunan vasküler klipsler ışın sertleşmesi (beam-hardening) artefaktına neden olarak lüminal obstrüksiyonları gizleyebilmektedir [10].

Safen ven greftleri

Safen ven greftleri (SVG), ilk olarak 1964 yılında koroner arter baypas greft operasyonunda

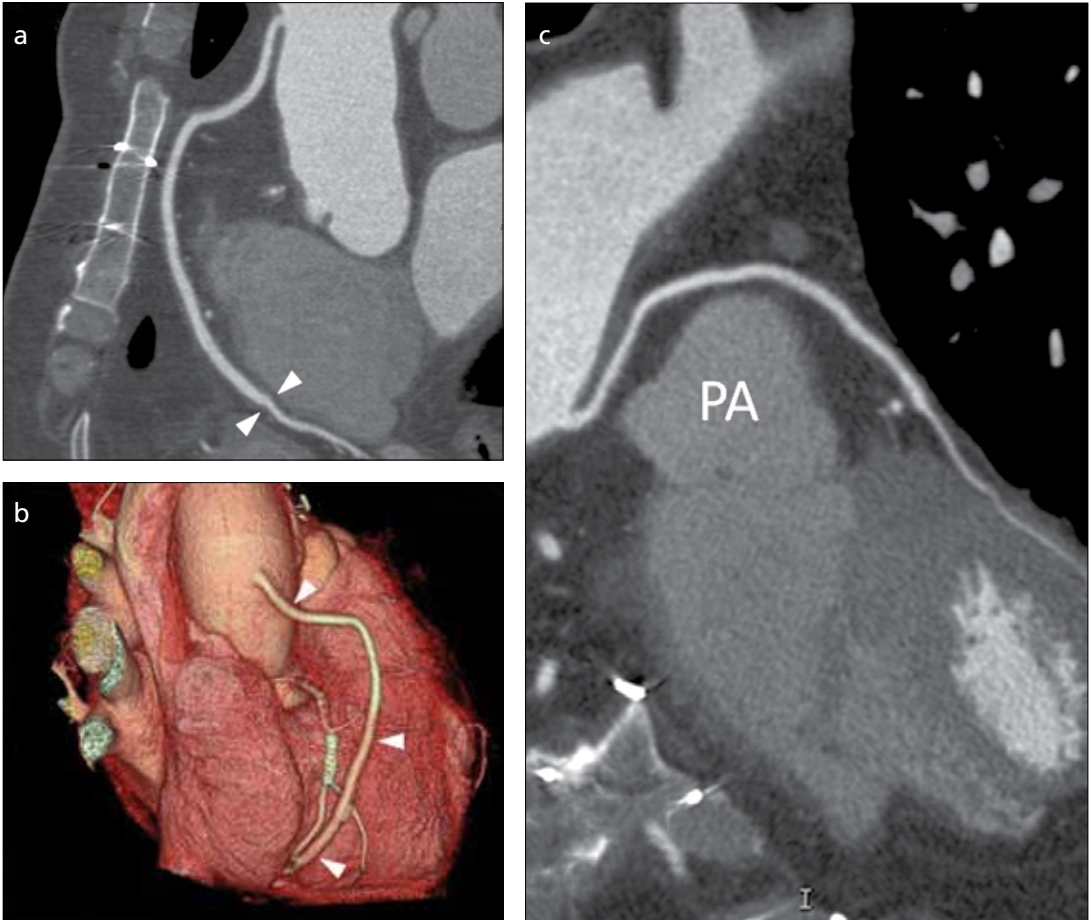
başarı ile uygulanmıştır [11]. Safen ven greftleri çok yönlü olarak kullanılabilen, erişimi kolay greftler olup, arteriyel greftlerin aksine intraoperatif ve perioperatif periyotta spazma karşı dirençlidirler. Geniş kapsamlı bir çalışmada safen ven greftleri için patentlik oranı; perioperatif dönemde %88, 1 yılda %81, 5 yılda %75 ve >15 yılda %50 civarında bulunmuştur [12]. Antitrombotik ve lipit düşürücü ajan kullanımı ile safen ven greft patentlik oranı artırılabilir. Hastada kronik venöz yetmezlik sonucu varis gelişimi veya sklerotik hastalık durumlarında, safen ven greftlerinde postoperatif dönemde maruz kalınan sistemik kan basıncı intimal hiperplazi ve aterosklerotik değişiklik gelişme riskini belirgin olarak arttırmakta olup, greft patentlik oranını düşürmektedir [2, 3].

Safen ven greftleri, proksimalde asendan aortaya anastomoz edilirken, distalde stenotik koroner arter segmenti distaline anastomoz edilir. Sol taraf SVG'ler, proksimalde asendan aorta sol yan duvarına anastomoz edilirken distal anastomoz LAD, diyagonal arter, LCX arter veya obtüs marjinal (OM) artere yapılır. Sağ taraf safen ven greftleri, asendan aorta sağ yan duvarına anastomoz edilirken, sağ atriyoventriküler oluğu kat ederek distalde sağ koroner arter (RCA) veya posteriyor desendan artere (PDA) anastomoz edilir (Resim 1).

EĞİTİCİ
NOKTA

Internal mammarian arter (IMA) greftleri

İnternal mammarian arter greftleri, aterosklerotik değişikliklere dirençli, dolayısıyla



Resim 1. a-c. Patent Aorto-PDA ve Aorto-D1 safen grefti. a) MPR görüntüde greft distal anastomoz düzeyinde (ok başları) anastomozu sekonder minimal daralma izlenmekte. b) Greftin VRT görünümü (ok başları). Nativ RCA da stente ait görünüm (ok). c) Pulmoner arter (PA) süperiorundan seyrederek diyagonal dala uzanan safen grefti izlenmekte.

la yüksek patentlik oranına sahip greftlerdir. Bu greftlerin duvarlarında internal elastik lamina bulunması ve adventisyalarında vazo vazorumların bulunmaması nedeniyle intimal hiperplazi ve sellüler migrasyona karşı dirençlidir [13]. Ayrıca media tabakasında daha az oranda musküler hücre bulunması ve bu tabakanın ince olması nedeniyle vazokonstriksiyona eğilim azdır. Endotelium tarafından sentezlenen trombosit inhibitörleri (prostaglandinler) ve vazodilatörler (nitrik oksit) ateroskleroza karşı direnç oluşumuna katkıda bulunurlar [14]. Bu nedenlerden dolayı İMA greftleri, safen ven greftlerine oranla daha avantajlı olup, azalmış postoperatif mortalite, yüksek hastaliksız sağkalım oranı ve uzun dönem patentlik oranına (10 yılda >%90) sahiptir [15].

İnternal mammarian arter greftleri, LAD artere olan yakınlıkları ve yüksek patentlik oranları nedeniyle LAD arter veya diyagonal arter revaskülarizasyonu nedeniyle en sık kullanılan insitu greftlerdir. Sol İMA greftleri insitu greft uygulamasında, subklavian arter orijini intakt kalacak şekilde göğüs duvarından ayrılır ve LAD veya diyagonal arter poststenotik distal segmentine anastomoz edilirler. Sol İMA greftleri anteriör mediasten sol yarımında seyrederler [15, 16].

Sağ İMA greftleri *in situ* greft olarak, sol İMA greftlerine oranla daha az sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak sağ İMA greftleri, *in situ* greft yanında serbest greft veya karma (composite) greft olarak da kullanılabilirler. İn situ greft olarak, hem sağ taraf koroner arter revaskülarizasyonu (RCA ve dalları), hem de sol taraf koroner arter revaskülarizasyonu amacıyla kullanılabilirler. Serbest greft olarak kullanılması durumunda, proksimal anastomoz asendan aortaya yapılır. Karma greft olarak kullanılması durumunda, sağ İMA greftleri, sol İMA insitu grefti proksimal bölümüne anastomoz edilerek distal 2 koroner arter baypas greftleme gerçekleştirilir. Benzer şekilde karma greft olarak safen ven grefti, sağ İMA greftleri yerine kullanılabilir [16].

Radial arter (RA) greftleri

Sağ İMA greftleri gibi radial arter de serbest greft veya karma greft olarak kullanılabilir. Radial arterin önkol musküler arteri olması nedeniyle, belirgin bir media tabakası bulunmakta olup, vazospazma oldukça duyarlıdır. İntraoperatif alfa-adrenerjik bloker ajanlar veya postoperatif Ca-kanal blokerleri kullanımı ile postoperatif vazospazmın üstesinden gelinebilir. Bugün için radial arter greftlerinin patentliği internal mammarian arter greftlerine yakın olup, 10 yılda yaklaşık %90 civarındadır [17].

Baypas greft komplikasyonları

Koroner arter baypas greft cerrahisi sonrası. KBTA ile klinik olarak gizli olabilen ve hayatı tehdit eden kardiyak ve non-kardiyak çeşitli patolojiler saptanabilir. Postoperatif dönemde greft stenozu/oklüzyonu veya nativ koroner arter hastalığının ilerlemesi sonucu oluşabilen ve tekrarlayan anjina ilk 1 yılda %24 oranında izlenebilirken, 6 yıl içerisinde %40 oranında karşılaşırlar [18]. Ayrıca postoperatif dönemde oluşabilen çeşitli komplikasyonlar da dispne ve göğüs ağrısı nedeni olarak tekrarlayan anjinayı taklit edebilir. **Greft stenozu/oklüzyonuna sekonder tekrarlayan anjina, sternal enfeksiyon, plevral veya perikardiyal efüzyon, pulmoner emboli veya psödoanevrizma formasyonu oluşumu göğüs ağrısı ve dispne nedenleridir.** Koroner BT anjiyografi altta yatan nedeni açıklığa kavuşturmak amacıyla hızla uygulanabilen invazif olmayan güvenilir bir tanı yöntemidir [1-4].

Özellikle postoperatif tekrarlayan anjinası bulunan hastalarda koroner arter baypas greft patenliğini belirlemek KBTA'nın temel ve yaygın endikasyonudur. Postoperatif erken dönemde greft yetmezliği oranı %6,6 iken, geç dönemde bu oran %10 kadardır [3, 4]. Baypas greftlerin yaklaşık olarak %25 kadarı postoperatif 5 yıl içerisinde oklüde olurlar [12]. Koroner BT anjiyografi venöz baypas greftleri değerlendirmede, arteriyal baypas greftleri ve

diffüz koroner arter hastalığını değerlendirmeden daha efektiftir [10].

Koroner arter baypas greft cerrahisi sonrası baypas greft yemzlikleri, erken dönem yetmezlik ve geç dönem yetmezlik diye sınıflandırılır. Erken dönem greft yetmezliği, postoperatif ilk 1 ay içerisinde gelişen yetmezliği tanımlar, en sık neden iyatrojenik olarak cerrahi esnasında gelişen endotelial hasar sonucu tromboz oluşumudur [12, 13]. Literatürde, iyatrojenik diseksiyon sonucu gelişen akut oklüzyon olguları bildirilmiştir. Ayrıca, metalik klipler de çok nadiren greft oklüzyonlarının iyatrojenik bir nedeni olabilir. Diğer olası nedenler; hiperkoagülabilitate, venöz greftlerin yüksek basınç distansiyonu veya aşırı gerilmesi, intrinsek zayıf antitrombotik özellikler veya distorsiyone venöz greft (variköz ven) olabilir. Koroner arter baypas greft cerrahisi sonrasında, erken dönem greft yetmezliği oranı %3 ile %12 arasında bildirilmiştir [14-16].

Geç dönem venöz greft yetmezliği ise, sistemik kan basıncının neden olduğu progresif değişiklikler sonucunda oluşur. Koroner arter baypas greft cerrahisi sonrasında venöz greftlerde arteriyalizasyon meydana gelir. Bu olay media tabakasında progresif kalınlaşma ve neointimal formasyon oluşumu ile sonuçlanır. Neointimal hiperplazi venöz greftlerde koroner arter baypas greft operasyonundan 1 ay sonra başlar, arteriyel greftlerde ise izlenmez [17, 18]. Neointimal hiperplazi anlamlı stenoz nedeni olmazken, aterosklerotik değişikliklere zemin hazırlar. Postoperatif 1 yıldan sonra ateroskleroz greft yetmezliğinin ana nedenidir. Arteriyel greftler, özellikle internal mammarian arter greftleri aterosklerotik değişikliklere karşı dirençlidir. İnternal mammarian arter greftlerinde gelişen geç dönem yetmezliğin majör nedeni ise anastomoz distalinde nativ koroner arterde gelişen progresif aterosklerotik değişikliklerdir [19, 20].

Koroner BT anjiyografi ile kalsifiye ve nonkalsifiye aterosklerotik plaklar kolayca tanımlanabilir ve lümen daralması oranı belirlenebilir (Resim 2). Cerrahi greft uygulanmış olduğu bilinen olgularda greftin KBTA'da izlenmemesi greft oklüzyonu anlamına gelir (Resim 3).

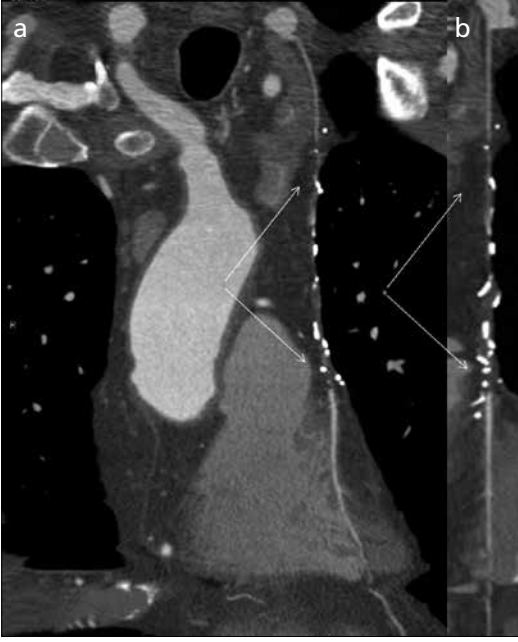


Resim 2. Aorto-RCA safen grefti distal anastomozunda hafif darlığa neden olan soft plak görülmekte (ok başı).

Çoğu olguda, oklüde aortokoroner greftlerin proksimal anastomoz yakınındaki proksimal bölümlerinde kısa segment kontrast dolumu asendan aorta duvarından dışarıya doğru küçük boyutlu bir poş oluşumuna neden olur ve bu görünüm greft oklüzyonu tanısını koydurur. Akut greft oklüzyonu durumunda greft lümen çapı genellikle artarken, kronik oklüzyon durumunda greft lümen çapı skar dokusuna bağlı olarak azalır (Resim 4) [19, 20].

Greft malpozisyonu veya kırılması (kincking), özellikle uzun greftlerde erken dönem greft oklüzyonu nedeni olabilir. Uzun greftlerde kırılma olasılığı yüksek iken, kısa greftlerde gerilme olasılığı yüksektir. Teknik faktörler, özellikle aortik konektör kullanımı venöz greftlerin proksimal anastomoz seviyesinde

kırılma nedeni olabilir. Günümüzde greft yetmezliği sonrasında ikinci koroner arter baypas greft operasyonu sıklıkla uygulanabilmekte

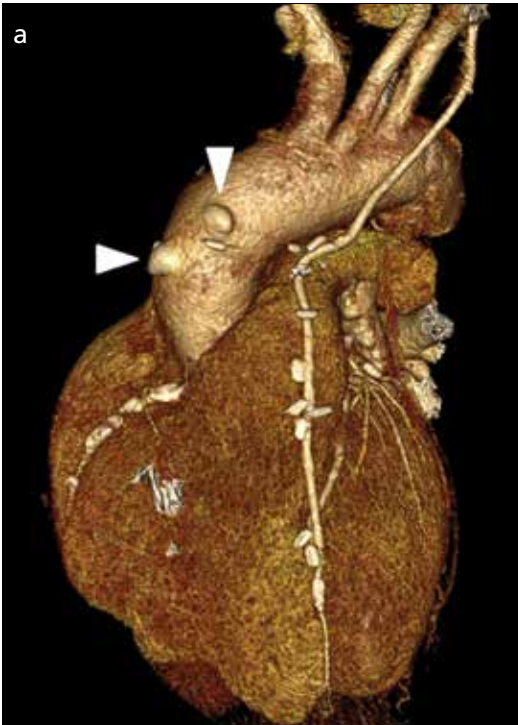


Resim 3. a, b. LİMA-LAD grefti orta bölümde oklüzyon (oklar) izlenmekte.

olup, KBTA ikinci koroner arter baypas greft operasyonu öncesinde preoperatif vasküler haritalamada ve cerrahi planlamasında efektif olarak kullanılabilir [21].

Nativ koroner arter anevrizmal dilatasyonu, lümen çapının komşu normal koroner arter lümen çapından (genellikle 2-4 mm) 1,5 katından fazla olması (>6 mm) olarak tanımlanır. İki tip anevrizma gelişebilmektedir; gerçek anevrizma veya psödoanevrizma. Baypas greftte gelişen anevrizmatik dilatasyon çapının 2 cm'ye ulaşması cerrahi endikasyonu doğurmaktadır.

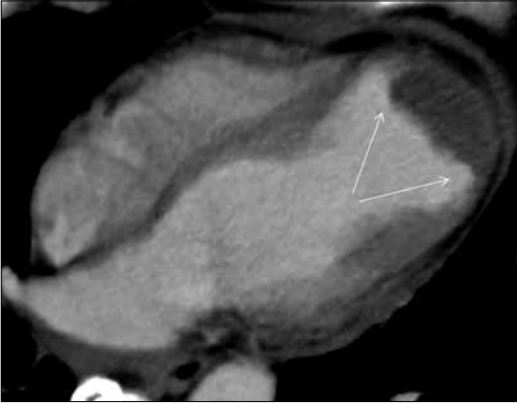
Baypas greft gerçek anevrizmaları genellikle koroner arter baypas greft cerrahisi sonrasında 5-7 yıl içerisinde gelişmekte olup, sıklıkla greft gövdesinde aterosklerotik zeminde gelişir (Resim 5) [22]. Psödoanevrizmalar ise, genellikle postoperatif 6 ay içerisinde gelişmekle birlikte yıllar sonrada izlenebilmektedir. Sıklıkla anastomoz bölgelerinde gelişen erken dönem psödoanevrizmalar (<6 ay), sütür rüptürü ile sonuçlanan anastomoz bölgesi enfeksiyonu veya anastomoz bölgesinin artmış basıncı ile ilişkilidir. Geç dönem psödoanevrizmaların



Resim 4. a, b. a) Safen ven greft oklüzyonuna sekonder çıkan aortada iki adet divertiküler dolum fazlalığı (ok başları) izlenmekte. b) MPR görüntüde oklüzyona bağlı dolum fazlalığı (asteriks) ve oklüde greft görülmekte (ok başları).



Resim 5. Aorto-OM1 grefti orta bölümde fokal anevrizmatik genişleme görülümekte (ok).



Resim 6. LİMA-LAD ve Aorto-OM greft operasyonu bulunan hastanın kontrol toraks BT tetkikte sol ventrikül apeksinde anevrizmatik genişleme ve bu düzeyde trombüs görülümekte (oklar).

ise ateroskleroz ile ilişkili olduğu düşünülmektedir [23]. Anevrizmaların komşu yapılarda kompresyon ve kitle etkisi, tromboemboli sonucu greft yetmezliği ve/veya akut koroner sendrom, sağ atriyum veya sağ ventrikül fistülü, rüptür sonucu hemotoraks, hemoperikardiyum veya ani ölüm gelişimi gibi önemli komplikasyonları nedeniyle tanısı önemlidir [22].

Koroner arter baypas greft cerrahisi sonrasında, KBTA ile en sık saptanan kardiyak patolojiler; perikardiyal efüzyon, intrakardiyak trombüs ve parakardiyak veya mediastinal he-

morajidir (Resim 6). En sık saptanan nonkardiyak patolojiler ise; plevral efüzyon, pulmoner nodül, pnömoni, mukus plakları ve pulmoner embolilerdir. Bu patolojilerin bazıları insidental olarak yakalanabilmekle birlikte, KBTA majör kardiyovasküler cerrahi sonrası potansiyel komplikasyonları tedavi edilebilir dönemde belirleyebilmek adına yüksek sensitivite ve spesifiteye sahiptir [4].

Koroner arter baypas greft cerrahisi sonrası en sık saptanan kardiyak patoloji perikardiyal efüzyon olup, olguların %75'inde saptanmaktadır [23]. Bu yüksek oranın aynı zamanda koroner arter baypas greft sonrası uygulanan antikoagülan tedavi ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Perikardiyal efüzyonun kalbi tam olarak çevrelememesi durumunda az miktarda efüzyondan bahsedilebilirken, efüzyonun kalbi tam olarak çevrelemesi durumunda geniş efüzyondan bahsedilebilir. Ancak bu kadar sık görülmesine rağmen postoperatif perikardiyal efüzyon genellikle hemodinamik olarak anlamlı boyutlara ulaşmaz ve olguların sadece %0,3'ünde kardiyak tamponat gelişimi izlenir. Perikardiyal efüzyonların tamamına yakını ilk 5 gün içerisinde saptanır ve 1 ay içerisinde kaybolur [4].

Koroner arter baypas greft sonrası, hastaların %90 kadarında ilk 1 hafta içerisinde plevral efüzyon saptanır. Postoperatif plevral efüzyonlar, genellikle az miktarda ve unilateraldir (sıklıkla sol tarafta). Sıklıkla asemptomatik olup, birkaç hafta içerisinde kaybolurlar [24].

Koroner arter baypas greft cerrahisi geçiren hastalarda gelişebilen bir diğer komplikasyon sternal enfeksiyon olup, prevalansı %2-20 arasındadır [25]. Sternal enfeksiyon için risk faktörleri; diabetes mellitus (DM), obezite, kompleks cerrahi girişim, operasyon süresinin uzunluğu, sigara, steroid tedavisi ve kan transfüzyonudur. Üç ayrı kompartman etkilenebilir; presternal (sellülit, sinüs trakt, apse), sternal (osteomyelit, dehisans), retrosternal (mediastinit, hematoma, apse). Koroner arter baypas greft cerrahisi sonrası derin sternal enfeksiyon nadiren gelişmekle birlikte (%1-4) mortalite oranı %25'tir [23, 25].

Kaynaklar

- [1]. Flohr T, Stierstorfer K, Raupach R, Ulzheimer S, Bruder H. Performance evaluation of a 64-slice CT system. *Rofo* 2004; 176: 1803-10.
- [2]. Ropers D, Pohle FK, Kuettner A. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography in patients after bypass surgery using 64-slice spiral computed tomography with 330ms gantry rotation. *Circulation* 2006; 114: 2334-41.
- [3]. Onuma Y, Tanabe K, Chihara R. Evaluation of coronary artery bypass grafts and native coronary arteries using 64-slice multidetector computed tomography. *Am Heart J* 2007; 154: 519-26.
- [4]. Mueller J, Jeudy J, Poston R, White CS. Cardiac CT angiography after coronary bypass surgery: prevalence of incidental findings. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 189: 414-9.
- [5]. Meyer TS, Martinoff S, Hadamitzky M, Will A, Kastrati A, Schöming A. Improved noninvasive assessment of coronary artery bypass grafts with 64-slice computed tomographic angiography in an unselected patient population. *J Am Coll Cardiol* 2007; 49: 946-50.
- [6]. Malagutti P, Nieman K, Meijboom WB, van Mieghem CA, Pugliese F, Cademartiri F, et al. Use of 64-slice CT in symptomatic patients after coronary bypass surgery: Evaluation of grafts and coronary arteries. *Eur Heart J* 2007; 28: 1879-85.
- [7]. Garrett HE, Dennis EW, DeBaakey ME. Aortocoronary bypass with saphenous vein graft. *JAMA* 1973; 223: 792-4.
- [8]. Fitzgibbon GM, Kafka HP. Coronary bypass graft fate and patient outcome: Angiographic follow-up of 5,065 grafts related to survival and reoperation in 1,388 patients. *J Am Coll Cardiol* 1996; 28: 616-26.
- [9]. Cox JL, Chiasson DA, Gotlieb AI. Stranger in a strange land: The pathogenesis of saphenous vein graft stenosis with emphasis on structural and functional differences between veins and arteries. *Prog Cardiovasc Dis* 1991; 34: 45-68.
- [10]. Ura M, Sakata R, Nakayama Y, Arai Y, Sugimoto A. Long-term patency rate of right internal thoracic artery bypass via the transverse sinus. *Circulation* 1998; 98: 2043-8.
- [11]. Loop FD, Lytle BW, Cosgrove DM, Stewart RW, Gormastic M, Williams GW, et al. Influence of the internal-mammary-artery graft on 10-year survival and other cardiac events. *N Engl J Med* 1986; 314: 1-6.
- [12]. Carpentier A, Guermontprez JL, Deloche A, Frecchette C. The aorta-to-coronary radial artery bypass graft. A technique avoiding pathological changes in grafts. *Ann Thorac Surg* 1973; 16: 111-21.
- [13]. Motwani JG, Topol EJ. Aortocoronary saphenous vein graft disease: pathogenesis, predisposition, and prevention. *Circulation* 1998; 97: 916-31.
- [14]. Douglas JS, Jr. Percutaneous approaches to recurrent myocardial ischemia in patients with prior surgical revascularization. *Semin Thorac Cardiovasc Surg* 1994; 6: 98-108.
- [15]. Ricci M, Karamanoukian HL, D'Ancona G, Bergsland J, Salerno TA. Reoperative "off-pump" circumflex revascularization via left thoracotomy: How to prevent graft kinking. *Ann Thorac Surg* 2000; 70: 309-10.
- [16]. Gurevitch J, Gaspar T, Orlov B. Noninvasive evaluation of arterial grafts with newly released multidetector computed tomography. *Ann Thorac Surg* 2003; 76: 1523-7.
- [17]. Roy P, Finci L, Bopp P, Meier B. Emergency balloon angioplasty and digital subtraction angiography in the management of an acute iatrogenic occlusive dissection of a saphenous vein graft. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1989; 16: 176-9.
- [18]. Muneretto C, Bisleri G, Negri A, Manfredi J, Metra M, Nodari S, et al. Total arterial myocardial revascularization with composite grafts improves results of coronary surgery in elderly: a prospective randomized comparison with conventional coronary artery bypass surgery. *Circulation* 2003; 108: 29-33.
- [19]. Dobrin PB. Mechanical factors associated with the development of intimal and medial thickening in vein grafts subjected to arterial pressure: a model of arteries exposed to hypertension. *Hypertension* 1995; 26: 38-43.
- [20]. Pepi M, Muratori M, Barbier P, Doria E, Arena V, Berti M, et al. Pericardial effusion after cardiac surgery: Incidence, site, size, and haemodynamic consequences. *Br Heart J* 1994; 72: 327-31.
- [21]. Li AE, Fishman EK. Evaluation of complications after sternotomy using single- and multidetector CT with three-dimensional volume rendering. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 181: 1065-70.
- [22]. Nieman K, Pattynama PM, Rensing BJ, Van Geuns RJ, De Feyter PJ. Evaluation of patients after coronary artery bypass surgery: CT angiographic assessment of grafts and coronary arteries. *Radiology* 2003; 229: 749-56.
- [23]. Cadenartiri F, Mollet N, van der Lugt A. Non-invasive 16-row multislice CT coronary angiography: usefulness of saline chaser. *Eur Radiol* 2003; 14: 178-83.
- [24]. Gilkeson RC, Markowitz AH, Ciancibello L. Multi-section CT evaluation of the reoperative cardiac surgery patient. *Radio Graphics* 2003; 23: 3-17.
- [25]. Roy MC. Surgical-site infections after coronary artery bypass graft surgery: discriminating site-specific risk factors to improve prevention efforts. *Infect Control Hosp Epidemiol* 1998; 19: 229-33.

Koroner Baypas Greftlerin Değerlendirilmesi

Memduh Dursun, Şükrü Şanlı

Sayfa 84

Koroner baypas görüntüleme tekniğinin, koroner arter görüntülemeye göre iki önemli farkı bulunmaktadır. Bunlardan birincisi inceleme alanının internal mammarian arter orijin seviyesine dek genişletilme gerekliliği, ikincisi ise taramanın kaudalden kraniale doğru yapılmasıdır. Böylece kalbin görüntülenmesi incelemenin başında yani nefes tutmanın en efektif olduğu anda yapılmaktadır.

Sayfa 84

Greftler tipik olarak üç ayrı segmente ayrılarak değerlendirilmelidir; proksimal anastomoz, greft gövdesi ve distal anastomoz. Bir baypas grefte patent diyebilmek için, tüm segmentlerde homojen olarak lüminal kontrast opasifikasyonu izlenmeli, greft duvarı düzgün şekilli ve düzgün kontürlü olmalıdır. Greftlerin proksimal anastomozları sıklıkla distal anastomozlarından daha iyi görüntülenir. Distal anastomozun yeterli olarak görüntülenemediği durumlarda diğer segmentlerde anlamlı patolojik görünüm izlenmediyse ve greft distalinde nativ koroner arterin opasifikasyonu tabii ise greft patent olarak değerlendirilebilir.

Sayfa 85

Safen ven greftleri, proksimalde asendan aortaya anastomoz edilirken, distalde stenotik koroner arter segmenti distaline anastomoz edilir. Sol taraf SVG'ler, proksimalde asendan aorta sol yan duvarına anastomoz edilirken distal anastomoz LAD, diyagonal arter, LCX arter veya obtüs marjinal (OM) artere yapılır. Sağ taraf safen ven greftleri, asendan aorta sağ yan duvarına anastomoz edilirken, sağ atriyoventriküler oluğu kat ederek distalde sağ koroner arter (RCA) veya posteriyor desendan artere (PDA) anastomoz edilir.

Sayfa 86

İnternal mammarian arter greftleri, LAD artere olan yakınlıkları ve yüksek patentlik oranları nedeniyle LAD arter veya diyagonal arter revaskülarizasyonu nedeniyle en sık kullanılan insitu greftlerdir.

Sayfa 86

Greft stenozu/oklüzyonuna sekonder tekrarlayan anjina, sternal enfeksiyon, plevral veya perikardiyal efüzyon, pulmoner emboli veya psödoanevrizma formasyonu oluşumu göğüs ağrısı ve dispne nedenleridir.

Koroner Baypas Greftlerin Değerlendirilmesi

Memduh Dursun, Şükrü Şanlı

1. Koroner arter baypas görüntüleme tekniğinin koroner arter görüntülemeden farkı için doğru olanı yazınız.
 - a. Koroner BTA tetkikinden farklı olarak premedikasyona gerek duyulmaz
 - b. Nefes tutmanın en optimal döneminde kalbin değerlendirilmesi amacıyla tarama kaudal-den kranyale doğru yapılmalıdır
 - c. Tarama alanı (FOV) koroner BTA tetkikinden farklılık göstermez
 - d. Baypas greft değerlendirmede kontrast madde dozu koroner BTA incelemenin iki katı olmalıdır
2. Arteriyel ve venöz greftler arasındaki farklardan yanlış olanı belirtiniz.
 - a. Radial arter grefti vazospazma oldukça duyarlıdır
 - b. Venöz greftler intraoperatif ve postoperatif dönemde spazma daha dirençlidir.
 - c. Varis-kronik venöz yetmezlik sorunu venöz greftlerin patentlik oranını düşürmektedir.
 - d. Arteriyel greftler aterosklerotik değişikliklere daha duyarlı olduğu için patentlik oranı düşüktür.
3. Koroner arter baypas greft cerrahisi sonrasında KBTA ile saptanan patolojiler için yanlış olanı seçiniz.
 - a. Postoperatif perikardiyal efüzyon en sık görülen kardiyak komplikasyon olup sıklıkla hemodinamik olarak anlamlı boyutlara ulaşır.
 - b. En sık saptanan nonkardiyak patolojiler ise; plevral efüzyon, pulmoner nodül, pnömoni, mukus plakları ve pulmoner embolilerdir.
 - c. Koroner arter baypas greft cerrahisi sonrası gelişen derin sternal enfeksiyon mortalite oranı yüksek bir komplikasyondur.
 - d. En sık saptanan kardiyak patolojiler; perikardiyal efüzyon, intrakardiyak trombus ve parakardiyak veya mediastinal hemorajidir.
4. Sağ İMA karma greft uygulaması için doğru olanı seçiniz.
 - a. Sağ İMA'in sol İMA insitu grefti proksimal bölümüne anastomoze edilerek distal iki koroner arter baypas greftleme gerçekleştirilmesidir.
 - b. Sağ İMA'in aorta ile RCA veya dalları arasında anastomozudur.
 - c. Sağ İMA'in subklavian orijini normal kalmak üzere RCA veya dallarına anastomozudur.
 - d. Sağ İMA'in subklavian orijini normal kalmak üzere LAD veya dallarına anastomozudur.
5. Akut ve kronik greft oklüzyonu BT görünümleri için doğru olanı işaretleyiniz.
 - a. Akut greft oklüzyonunda tek bulgu aortada divertikül benzeri dolmuş fazlalığıdır
 - b. Kronik oklüzyon durumunda greft çapı skar dokusuna bağlı olarak artar.
 - c. Baypas greftler oklüde veya patent olduğuna bakılmaksızın mutlaka KBTA'de görülmelidir.
 - d. Greft malpozisyonu veya kırılması (kinking) erken dönem greft oklüzyonu nedenidir.

Kardiyak Morfoloji ve Fonksiyonların Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi (MDBT) ile Değerlendirilmesi

Uğur Bozlar, Sebahattin Sarı

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Kardiyak görüntüleme kullanılan görüntüleme planları
- BT incelemede normal kalp anatomisi ve morfolojik özellikleri
- Kardiyak fonksiyonların değerlendirilmesi
- MDBT ile kardiyak fonksiyonların ölçüm tekniği
- MDBT ile sağ ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi
- Kaynaklar

Günümüzde, Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografilerde (MDBT) mevcut olan milimetrenin yarısı kalınlığında dedektörlerin varlığı, gantri rotasyon hızındaki inanılmaz artış, elektrokardiyografi (EKG) eşliğinde çekim yapmaya izin veren tarama ve rekonstrüksiyon protokolleri, özel olarak geliştirilmiş çekim ve rekonstrüksiyon algoritmaları gibi teknolojik gelişmeler, kardiyak morfoloji ve fonksiyonun etkin bir şekilde değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır.

Klinik pratikte kardiyak fonksiyonel değerlendirmenin ekokardiyografi, manyetik rezonans (MR) inceleme gibi daha zararsız yöntemlerle yapılması öncelikle tercih edilmektedir. **Kontrast madde kullanma zorunluluğu ve radyasyon maruziyeti nedenleriyle BT inceleme, kardiyak fonksiyonların değerlendirmesinde öncelikle tercih edilen bir modalite değildir.** Diğer taraftan kardiyak fonksiyonların BT ile değerlendirilmesinin bazı avantajları da bulun-

maktadır. Bu avantajlar; 1) Geometrik tahmine göre değil, direkt voksel bazlı volüm ölçümü yapmaya olanak tanınması, 2) Uzaysal rezolüsyonunun çok iyi olması, 3) Bütün görüntüleme datasının tek nefes tutma süresinde toplanabilmesi, 4) Kardiyak implant varlığının herhangi bir kontrendikasyon teşkil etmemesi, 5) Fonksiyonel datanın ek bir çekim gerektirmeden herhangi bir nedenle yapılan kardiyak BT incelemesinden elde edilebilmesi olarak sıralanabilir.

Kardiyak morfolojinin ve ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi, kardiyak anatominin ve kardiyak görüntüleme planlarının iyi bir şekilde bilinmesini gerekli kılmaktadır.

Kardiyak görüntüleme kullanılan görüntüleme planları

Kardiyak görüntüleme genel radyolojide alışık olunan aksiyal, sagittal, koronal görüntü

planlarının yanı sıra, kendisine özgü görüntüleme planları da kullanılmaktadır. Ekokardiyografi ve MR incelemede kullanılan görüntüleme planları, volüm görüntüleme yapılması nedeniyle BT görüntüleriyle de oluşturulabilmekte ve böylelikle ortak terminoloji kullanılabilir. Kardiyak incelemelerde kullanılan görüntüleme planları **Tablo 1**'de sıralanmıştır. Kardiyak görüntülemeye yeni başlayanlar için spesifik kalp görüntüleme planlarının oluşturulmasında kullanılan anatomik noktaların bilinmesi faydalı olacaktır.

Sol ventrikül vertikal uzun aks (iki oda) görüntüsü: Sol ventrikül iki oda görüntüsünü oluşturmak için sol ventrikülden geçen aksiyal kesitten faydalanılmaktadır. Kesit planı, mitral kapağın ortası ile sol ventrikül apeksinden geçecek şekilde ayarlanmalıdır. Bu planda, sol atriyum, sol ventrikülün anterior ve inferior duvarları ile mitral kapak görüntülenmektedir (**Resim 1a**).

Sol ventrikül horizontal uzun aks (Dört oda) görüntüsü: Sol ventrikül dört oda görüntüsünün oluşturulmasında, iki oda görüntüsü ve kısa aks görüntüsünden faydalanılmaktadır. Kesit planı, iki oda görüntüsünde mitral kapağın 1/3 inferior kısmı ile apeksden geçecek şekilde, kısa aks görüntüde ise sol ventrikül lateral duvarının ortası ile sağ ventrikül anterior ve inferior duvarlarının kesiştiği köşeden geçirilmesiyle oluşturulmaktadır. Bu planda, her iki atriyum, her iki ventrikül, interatriyal ve interventriküler septum, sağ ventrikül anterior duvarı, sol ventrikül lateral duvarı ile mitral ve triküspit kapaklar görüntülenmektedir (**Resim 1b**).

Sol ventrikül kısa aks görüntüsü: Sol ventrikül kısa aks görüntüsünün oluşturulmasında, iki oda ve dört oda görüntüler birlikte kullanılmaktadır. Kesit planı, iki oda görüntüsünde anterior ve inferior duvarı, dört oda görüntüsünde ise interventriküler septumu ve lateral duvarı mümkün olduğunca dik kesecek şekilde ayarlanmaktadır. Bu planda sağ ventrikül anterior ve inferior duvarı, interventriküler septum, sol ventrikülün anterior, inferior ve lateral duvarları görüntülenmektedir (**Resim 1c**).

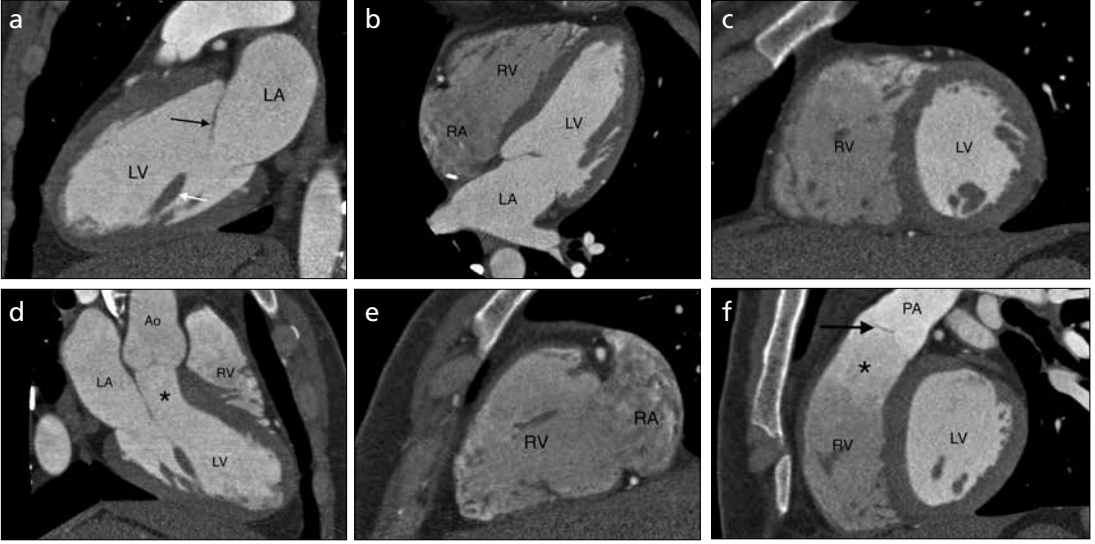
Sol ventrikül çıkış yolu aksı (LVOT veya Üç oda görüntüsü): Sol ventrikül üç oda görüntüsünün oluşturulması için iki oda görüntüsü ile kısa aks görüntülerde aort kapağının görüldüğü bazal kesit kullanılmaktadır. Kesit planı, kısa aks görüntüde aort kapağı ortasından, iki oda görüntüde ise apeksden geçecek şekilde ayarlanmaktadır. Bu planda, sol atriyum, sol ventrikül, sağ ventrikülün bir kısmı, sol ventrikül çıkış yolu ve aort kapağı görüntülenmektedir (**Resim 1d**).

Sağ ventrikül vertikal uzun aks: Sağ ventrikül iki oda görüntüsünün oluşturulması için, dört oda görüntüsü kullanılmaktadır. Kesit planı, triküspit kapaktan ve sağ ventrikül apeksinden geçecek şekilde ayarlanmaktadır. Bu planda, sağ atriyum, sağ ventrikül ve triküspit kapak görüntülenmektedir (**Resim 1e**).

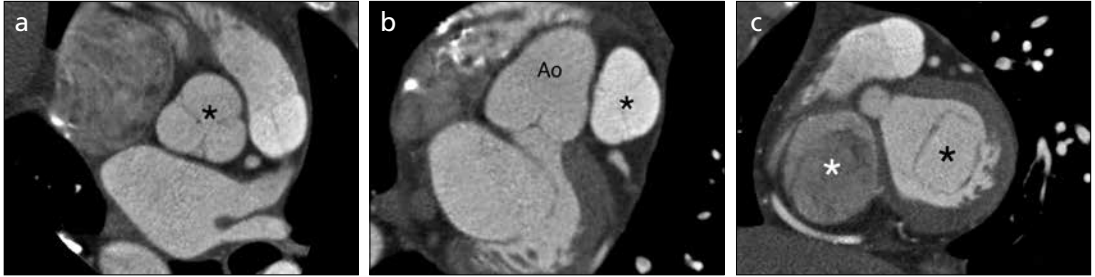
Sağ ventrikül çıkış yolu aksı (RVOT): Sağ ventrikül çıkış yolu aksını oluşturmak için kesit planı, aksiyal kesitte pulmoner trunkusun ortası ile sağ ventrikül anterior duvarı ortasından geçecek şekilde ayarlanmaktadır. Bu planda, sağ ventrikül çıkış yolu ve pulmoner kapak değerlendirilmektedir (**Resim 1f**).

Tablo 1: Kardiyak görüntüleme planları

1. Sol ventrikül vertikal uzun aks (iki oda görüntüsü)
2. Sol ventrikül horizontal uzun aks (Dört oda görüntüsü)
3. Sol ventrikül kısa aks (SA)
4. Sol ventrikül çıkış yolu aksı (LVOT yada üç oda görüntüsü)
5. Sağ ventrikül vertikal uzun aks (RV iki oda görüntüsü)
6. Sağ ventrikül çıkış yolu aksı (RVOT)
7. Aort, pulmoner, mitral ve triküspit kapak görüntüleme planları



Resim 1. a-f. a) Sol ventrikül vertikal uzun aks (2 oda) BT görüntüsü. Siyah ok; mitral kapağı, beyaz ok; papiller kası gösteriyor. b) Sol ventrikül horizontal uzun aks (4 oda) BT görüntüsü. c) Sol ventrikül kısa aks (SA) BT görüntüsü. d) Sol ventrikül 3 oda (LVOT) BT görüntüsü. * işaret; sol ventrikül çıkış yolunu işaret ediyor. e) Sağ ventrikül vertikal uzun aks (sağ ventrikül 2 oda) BT görüntüsü. Siyah ok; pulmoner kapağı, * işaret; sağ ventrikül çıkış yolunu işaret ediyor. f) Sağ ventrikül çıkış yolu (RVOT) BT görüntüsü. Siyah ok; pulmoner kapağı, * işaret; sağ ventrikül çıkış yolunu işaret ediyor. RA: Sağ atriyum, RV: Sağ ventrikül, LA: sol atriyum, LV: Sol ventrikül. Ao: Aort, PA: Pulmoner arter.



Resim 2. a-c. a) Aort kapağına paralel olarak elde edilen aort kapağı BT görüntüsü. * işaret; Aort kapağını gösteriyor b) Pulmoner kapağa paralel olarak elde edilen pulmoner kapak BT görüntüsü. * işaret; Pulmoner kapağı gösteriyor c) Mitral ve triküspit kapaklara paralel olarak elde edilen mitral kapak ve triküspit kapak BT görüntüsü. Siyah * işaret; mitral kapağı, beyaz * işaret; triküspit kapağı gösteriyor. Ao: Aort.

Aort, pulmoner, mitral ve triküspit kapak planları: Kapaklara ait planları oluşturmak için kesit planı, kapağın görüldüğü kesitlerde, kapağa paralel olacak şekilde ayarlanmaktadır (Resim 2a-c).

BT incelemede normal kalp anatomisi ve morfolojik özellikleri

Sağ atriyum: Süperior vena kava, inferior vena kava ve sinüs venozusdan gelen kan sağ atriyuma boşalmaktadır. Terminal oluk; sağ atriyumun epikardiyal tarafındaki lipoma-

töz oluk olup, atriyumun iç yüzeyindeki krista terminalise karşılık gelmektedir [1]. Krista terminalis sinoatriyal nod ile sinoatriyal nod arterinin terminal kısmını içermektedir. Krista terminalis sağ atriyumun sinüs venozus parçası ile atriyal apendiksi birbirinden ayırmaktadır (Resim 3a) [1].

Sağ atriyum apendiks tabanı sol atriyal apendikse göre daha geniş olup, piramit şeklinde bir yapı iken, sol atriyum apendiksi parmak şeklindedir (Resim 3b) [1]. Eustachian valvi; sağ atriyum ile inferior vena kava arasında olup, intraterin dönemde kanın foramen ovaleye doğru

yönlendirilmesinden sorumludur (Resim 3c). Bu valv tipik olarak eustachian çıkıntısının medialine yapışarak, oval fossa ile koroner sinüs arasında bir sınır oluşturmaktadır [1]. Thebesian valvi; koroner venöz sinüsün sağ atriyuma giriş yerinde bulunmakta ve kanın koroner sinüse reflüsünü engellemektedir [1].

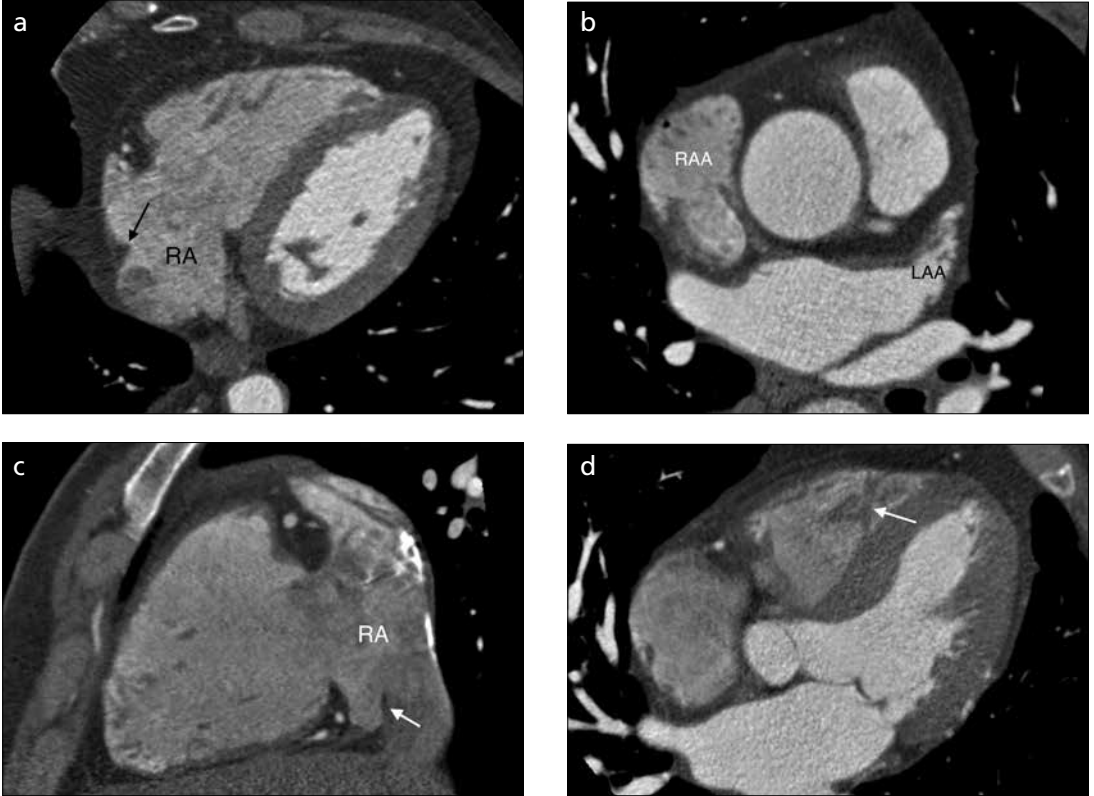
Triküspit kapak; sağ atriyumunu sağ ventrikülden ayırır ve üç kapakçıktan (anteriyor, posteriyor ve septal) oluşur. Mitral kapak direkt aortik kapakla devamlılık gösterirken, triküspit kapak pulmoner arterden krista supraternalis olarak adlandırılan musküler bir sırt ile ayrılmaktadır. Mitral kapaktan farklı olarak, triküspit kapak interventriküler septum ile direkt bağlantılıdır [1].

Sol atriyum: Sol atriyum; venöz parça, vestibül ve apendiksden oluşmaktadır. Posteriyordaki venöz komponentine sağ ve sol, sü-

perior ve inferior pulmoner venler boşalmaktadır. Pulmoner venlerin sol atriyuma katılma şekillerinde varyasyonlar oldukça sık olarak karşılaşılmaktadır.

Sol atriyumun iç yüzeyi oldukça düz olmakla birlikte, tübüler şekilli ve sol atriyumun süperolateralinde yer alan apendiksi trabekülasyonlar içermektedir (Resim 3b). Sol atriyal apendiks içinde yer alan pektinat kaslar tipik olarak sağ atriyal apendikte bulunanlardan daha küçüktür (Resim 3b) [1].

Mitral kapak sol atriyumunu sol ventrikülden ayırmakta ve beş komponentten oluşmaktadır. Bunlar; mitral anülüs, 2 kapakçık, 2 komisür, 2 papiller kas ve korda tendineadır [1]. Anülüs miyokart içine gömülmüş, eyer şeklinde fibröz bir halkadır. Anülüs, mitral kapakçıklara dayanak oluşturmakta ve aortik anülüs ile devamlılık göstermektedir. Mitral kapak, anteriyor ve posteriyor olarak iki kapakçıktan oluşur



Resim 3. a-d. a) Sağ atriyum duvarında yer alan krista terminalisin (siyah ok) BT görüntüsü. b) Sağ atriyum apendiksi (RAA) ve sol atriyum apendiksini (LAA) gösteren BT görüntüsü c) Sağ atriyumun inferior vena kava girişine yakın lokalizasyonunda bulunan Eustachian valvinin (beyaz ok) BT görüntüsü. d) Sağ ventrikül apikaline yakın lokalizasyonda interventrikül septum ile sağ ventrikül anteriyor duvarı arasındaki moderatör bandın (beyaz ok) BT görüntüsü. RA: Sağ atriyum.

(Resim 2c). Korda tendinealar, mitral kapakçıklar ile anterolateral ve posteromedial papiller kasları birbirine bağlayan fibröz yapılardır [1].

Sağ ventrikül: Sağ ventrikülün değerlendirilmesinde ilk basamak morfolojik sağ ventrikülün doğru olarak tespit edilmesidir. Sağ ventrikül anatomisi sol ventriküle göre daha kompleks bir geometrik şekle sahip olup, sol ventrikülün etrafını kısmen saran bir şekle sahiptir. Sağ ventrikülün kompleks geometrisi sağ ventrikülün “inflow” ve “outflow” komponentlerinin iki boyutlu düzlemde, aynı anda görüntülenmesini zorlaştırmaktadır [2]. Sağ ventrikül trabekülasyonu sol ventriküle göre daha fazla olup, duvarı daha incedir [2]. Sağ ventrikül apikal kesimi karakteristik olarak, yoğun trabekülasyon göstermekte ve septomarginal bantlar içermektedir [1]. Sağ ventrikülün ayırt edici özelliklerinden biri olan moderatör band (septomarginal trabekülasyon ya da trabekula septomarginalis olarak da adlandırılır) interventriküler septumdan anteriyor papiller kasın tabanına uzanır (Resim 3d). Moderatör band, His demeti olarak da adlandırılan atriyoventriküler demetin sağ dalını içermektedir. Moderatör band majör olarak sol koroner arteriyel sistemden beslenmekle birlikte, sağ koroner arteriyel sistem ile sol sistem arasında potansiyel kolateral bağlantıları içermektedir [1]. Sağ ventrikülün konusu ya da musküler infundibulumu olarak adlandırılan ve düz bir yapıda olan komponenti, pulmoner kapağın hemen inferiorunda yer alır ve sağ ventrikülün pulmoner artere doğru olan çıkış yolunu (RVOT) oluşturur (Resim 1f). Pulmoner kapak, üç kapakçıktan (anteriyor, posteriyor ve pulmoner kapakçıklar) oluşmaktadır (Resim 2b) [1].

Sol ventrikül: Sol ventrikül kalın duvarlı olup, sağa göre daha az trabekülasyon içermektedir. Sol ventrikül içinde anteriyor ve posteriyor olmak üzere 2 adet papiller kas mevcut olup, bu kaslar direkt ventriküler miyokardiyumla bağlantılıdır [1]. Sol ventrikül, sol ventrikül çıkış yolu (LVOT) vasıtasıyla aort kapağı ve sonrasında aortaya bağlanmaktadır (Resim 1d).

Aort kapağı sağ, sol ve nonkoroner kapakçık olarak adlandırılan 3 kapakçıktan oluşmaktadır (Resim 2a). Aort kapağı mitral kapakla fibröz devamlılık göstermekte olup, bu özellik kompleks konjenital kalp hastalıklarında sol kalp boşluk ve kapaklarının sağdan ayırt edilmesine yardımcı olmaktadır [1].

Kardiyak fonksiyonların değerlendirilmesi

Son yıllardaki teknolojik gelişmeler, ventriküler fonksiyonu değerlendirmede kullanılan görüntüleme modalitelerinin performansını önemli derecede arttırmıştır. Günlük pratikte ventriküler fonksiyonların değerlendirilmesinde ilk başvuru yöntem ekokardiyografi olmakla birlikte günümüzde; sağ ve sol ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesinde kardiyak MR inceleme referans standart görüntüleme halini almıştır [3-5]. Manyetik rezonans incelemenin kontrendike olduğu veya uzun çekim süresine klinik durumun izin vermediği durumlarda BT görüntüleme alternatifidir. Literatürde kardiyak fonksiyonun değerlendirilmesinde kullanılan 2 boyutlu ekokardiyografi, 3 boyutlu ekokardiyografi, MR, BT, “Single Photon Emission Computed Tomography” (SPECT) gibi alternatif görüntüleme yöntemlerini birbirleriyle karşılaştıran birçok çalışma bulunmaktadır [3, 6-12]. Bu çalışmalarda ventriküler fonksiyonların değerlendirilmesinde BT inceleme sonuçlarının, MR inceleme ile iyi bir korelasyon gösterdiği belirtilmektedir [3, 6-12]. Literatürde mevcut çalışmalar incelendiğinde, BT ile elde edilen fonksiyonel parametre ölçüm sonuçlarının karşılaştırıldığı modaliteye göre, biraz daha yüksek ya da düşük çıkabildiğini ancak, çoğu zaman bu farklılıkların klinik olarak önemli olmayan miktarlarda olduğu belirtilmektedir [12]. Bu farklılıkların muhtemel sebepleri olarak; 1) BT incelemenin temporal rezolüsyonunun rölatif olarak daha düşük olması nedeniyle endsistolik veya enddiastolik fazların tam olarak tespit edilememesi, 2) Çoğu zaman kalp atım sayısını düşürmek amacıyla yapılan medikasyonun fonksiyonel parametrelerde

oluşturduğu [beta bloker kullanımının negatif inotropik etki nedeniyle stroke volüm (SV) ve ejeksiyon fraksiyonu (EF) azaltması, endsistolik volümü (ESV) arttırması gibi] değişiklikler, 3) Hızlı bir şekilde enjekte edilen yaklaşık 80-120 mL miktarındaki kontrast madde ve serum fizyolojik nedeniyle fonksiyonel parametrelerde oluşabilecek değişiklikler 4) Yapılan volüm ölçümlerine papiller kasların, trabekülasyonların, sağ ventrikül ya da sol ventrikül çıkış yollarının dahil edilip edilmemesine bağlı farklılıklar ve 5) Görüntüleme esnasındaki nefes tuturma işleminin derin nefes alınarak veya verilerek yaptırılmasına bağlı venöz dönüş miktarındaki değişikliklerin sebep olabileceği ve öne sürülmektedir [3, 6, 13-15].

Yamamoto ve ark. [16] yaptıkları çalışmada, MDBT ile ölçülen sol ventrikül fonksiyonel parametrelerinin, 2 boyutlu ekokardiyografi ve EKG-gated SPECT incelemelerinden daha doğru olarak, MR görüntüleme ile benzer sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Orakzai ve ark. [17] kardiyak fonksiyonun değerlendirilmesinde BT'nin; ekokardiyografi, sineventrikülografi, SPECT ve MR inceleme ile benzer sonuçlar verdiğini, multisegmental imaj rekonstrüksiyonunun uzaysal ve temporal rezolüsyonu artırarak, kardiyak görüntülemenin daha hızlı bir şekilde yapılmasına ve BT anjiyografide elde edilen datanın fonksiyonel değerlendirme için de kullanılabilmesine olanak tanıdığını, ancak kontrast madde kullanımı, radyasyon maruziyeti ve sınırlı temporal rezolüsyon gibi nedenlerle, BT incelemenin sadece fonksiyonel değerlendirme amacıyla kullanılmasının çok uygun olmayacağını belirtmişlerdir.

Ventrikül fonksiyonun BT ile değerlendirilebilmesi için tüm kardiyak siklusu içeren bir görüntü serisinin elde edilmiş olması gerekmektedir. Modern BT cihazlarında bu görüntü serisinin elde edebilmesi için, retrospektif EKG gating, EKG tetiklemeli dual step pulsing doz modülasyon veya EKG kontrollü doz modülasyon gibi yöntemlerden birinin kullanılması gerekmektedir. Retrospektif EKG gating tekniğiyle yapılan çekimlerde, kardiyak siklus boyunca data toplanması nedeniyle radyasyon dozu daha yüksek olmakta, doz modülasyonlu teknikler kullanıldığında ise, sistolik veya

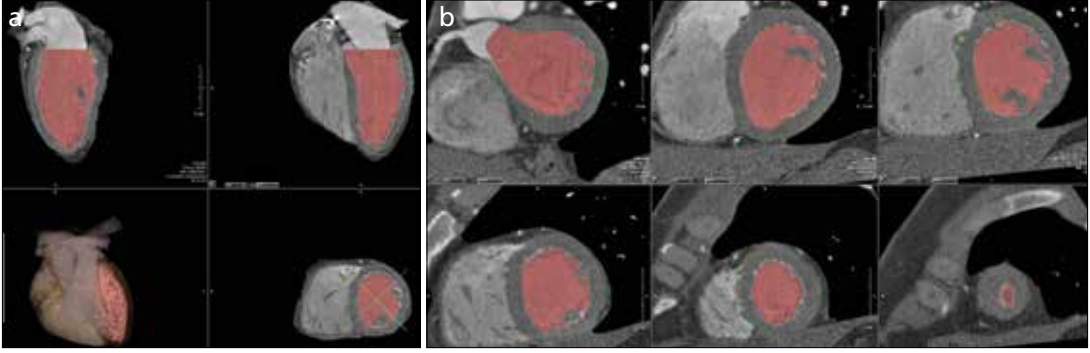
diyastolik faz dışındaki zaman dilimlerinde daha düşük dozda X-ışını kullanılması nedeniyle verilen doz miktarı azaltılabilmektedir. Son yıllarda doz miktarını mümkün olduğunca azaltmak amacıyla daha sık olarak kullanılan "step and shoot" veya prospektif EKG gating olarak adlandırılan teknikte ise kardiyak siklusun sadece bir kısmında (genellikle diyastolik fazda) data toplanarak yapılan kardiyak BT incelemeler tüm kardiyak siklusu içermediklerinden, kardiyak fonksiyonların değerlendirilmesi amacıyla kullanılamamaktadır. Ancak, literatürde prospektif EKG gating tekniğiyle yapılan çekimler kullanılarak sol ventrikül sistolik disfonksiyonunun tahmin edilebileceğini belirten çalışmalar da mevcuttur [18].

Lin ve ark. [19] 64 kesitli BT ile yaptıkları çalışmada sağlıklı yetişkinler için kalp boşluklarının volümlerini, fonksiyonlarını ve miyokardiyal kitle miktarlarını ölçerek ortalama değerlerini yayınlamışlardır. Bu çalışmada; sağ ve sol ventrikül volümlerine sağ ve sol ventrikül çıkış yollarının volümleri, sağ ve sol atriyumlara ise apendikslerinin volümleri dahil edilerek hesaplanmıştır. Lin ve ark. [19] MDBT ile yaptıkları

Tablo 2: Lin ve ark. [19] çalışmalarında MDBT ile ölçülen kalp boşluklarının ortalama volümleri

	Ortalama volüm (Standart sapma)	%95 Güven aralığı
Sol ventrikül		
EF, %	63,8 (7,7)	48,7-78,9
ESV, mL	52,6 (19,2)	15,0-90,2
EDV, mL	143,6 (36,4)	72,3-214,9
Sağ ventrikül		
EF, %	57,9 (8,0)	42,2-73,6
ESV, mL	82,1 (29,2)	24,9-139,3
EDV, mL	174,9 (48,0)	80,8-269,0
Sol atrium		
ESV, mL	102,3 (24,4)	54,5-150,1
Sağ atrium		
ESV, mL	111,9 (29,1)	54,9-168,9

EF: Ejeksiyon fraksiyonu, ESV: Endsistolik volüm, EDV: Endsistolik volüm



Resim 4. a, b. Sol ventrikülün fonksiyonel değerlendirilmesi yapılırken elde edilen ve sol ventrikül kavitesinin segmentasyonu (a) ile endokardiyal ve epikardiyal konturların belirlendiği aşamalarda (b) elde edilmiş BT görüntüleri.

rı ölçümlerin kardiyak MR inceleme ile daha önce yapılan ölçüm sonuçları ile benzer olduğunu, sağ ve sol ventrikül ölçüm değerlerindeki MDBT ile kardiyak MR veya ekokardiyografi arasındaki küçük farklılıkların; MDBT ölçümlerinde papiller kasların ölçüme dahil edilmesi ile uzaysal ve temporal rezolüsyon farklılıklarına bağlı olabileceğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada ölçülen fonksiyonel parametrelerin bir kısmı Tablo 2’de sıralanmıştır.

Fonksiyonel değerlendirmede, %5’lik intervallerin kullanılması endsistolik fazın daha hassas bir şekilde tespit edilmesine olanak tanımakta ve böylece ejeksiyon fraksiyonu (EF) değeri daha doğru bir şekilde hesaplanabilmektedir. Suzuki ve ark. [20] MDBT ile kardiyak fonksiyonların değerlendirilmesinde 10 faz (%10’luk intervallerden oluşan) ve 20 faz (%5’lik intervallerden oluşan) rekonstrüksiyonları birbirleriyle karşılaştırdıklarında, 10 faz ile yapılan incelemelerde sol ventrikül EF değerlerinin kardiyak MR ve 3 boyutlu ekokardiyografiye göre daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Diğer taraftan, 10 faz veya 20 faz kullanılarak yapılan ölçümlerde ortaya çıkan farklılığın klinik olarak çok anlamlı olmadığını, 10 faz kullanıldığında görüntülerin daha kısa bir zamanda işlenebilmesi nedeniyle sol ventrikül volümü ve EF hesaplamasında tercih edilebileceğini belirten çalışmalar da mevcuttur [21].

Annur ve ark. [5] MDBT, 2 boyutlu ekokardiyografi ve MR incelemeyi karşılaştırdıkları çalışmalarında; global sol ventrikül fonksiyonunun değerlendirilmesinde MDBT ile MR inceleme sonuçlarının birbirleriyle güçlü korelasyon gösterdiğini, lokal fonksiyonların de-

ğerlendirilmesinde ise, 2 boyutlu ekokardiyografinin MR inceleme ile daha uyumlu sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

MDBT ile kardiyak fonksiyonların ölçüm tekniği

Multi dedektör bilgisayarlı tomografiler ile kardiyak fonksiyonların ölçümü iş istasyonlarında bu işlem için özel olarak geliştirilmiş yazılımlar aracılığıyla yapılmaktadır. **Kardiyak fonksiyonlar, global veya lokal fonksiyonlar olarak değerlendirilmektedir. Global kardiyak fonksiyonlar olarak; ejeksiyon fraksiyonu (EF), stroke volüm (SV), endsistolik volüm (ESV), enddiastolik volüm (EDV), kardiyak output (CO) gibi parametreler değerlendirilirken, lokal kardiyak fonksiyonlar olarak; miyokart duvar kalınlığı (MWT), sistolik duvar kalınlığı (SWT), sistolik duvar hareketi (SWM) gibi parametreler değerlendirilmektedir.**

Kardiyak görüntüleme için elde edilen görüntüler, fonksiyonel değerlendirme yapılması amacıyla %5’lik veya %10’luk intervaller şeklinde (20 faz veya 10 faz olarak) retrospektif olarak rekonstrükte edilmekte, rekonstrüksiyon kesit kalınlığı için 0,5-9 mm arasında bir değer seçilebilmektedir [15, 22-25].

Kardiyak fonksiyonun değerlendirilmesinde otomatik veya yarı otomatik yazılımlar kullanılabilenekte olup, otomatik versiyon kullanımı hesaplama için harcanan zamanı kısaltmaktadır [26]. Yarı otomatik programda tüm fazlardaki endokardiyal ve epikardiyal kontürlerinin manuel olarak çizilmesi gerekirken, otomatik versiyonda bu çizim cihaz tarafından yapılmış olarak

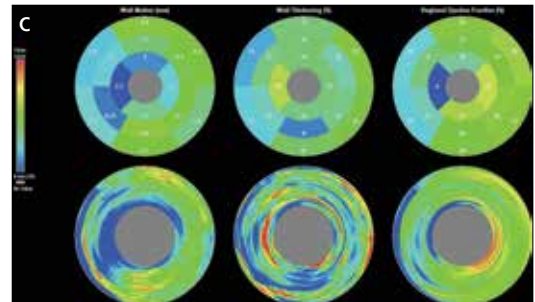
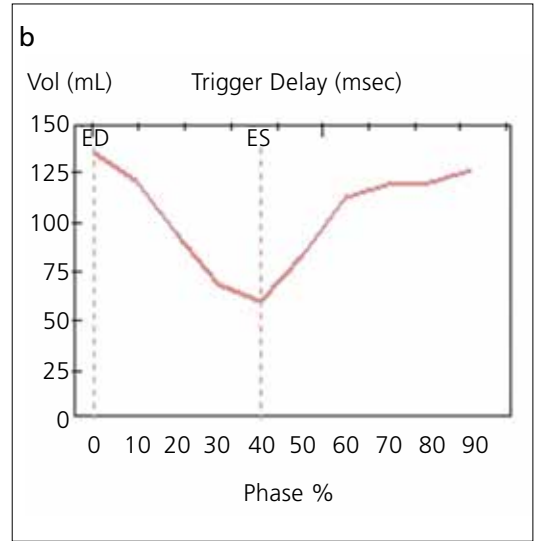
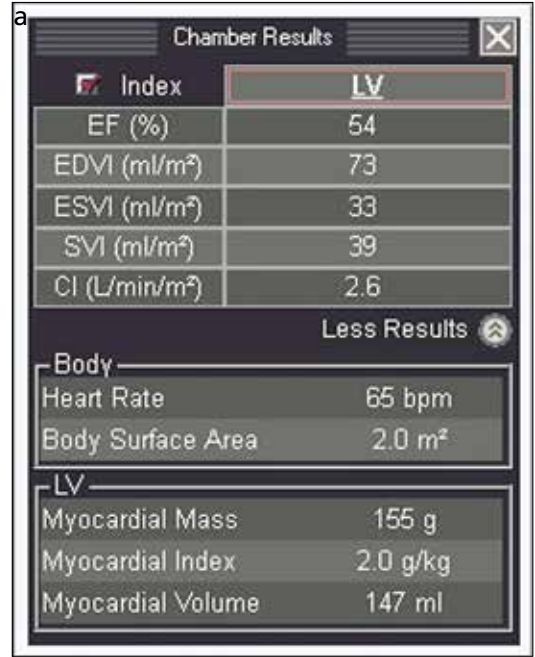
görüntüler oluşturulmaktadır. Otomatik çizim yapılan versiyonda, eğer çizimde herhangi bir yanlışlık var ise manuel olarak düzeltilebilmekte ve tek bir komutla global ventrikül fonksiyon parametreleri tekrar hesaplanabilmektedir.

Fonksiyonel değerlendirme yapılacak görüntülerin, kardiyak bazisten apekse kadar olan tüm volümü içermesi gerekmektedir (Resim 4a). Rekonstrükte görüntülerden kısa aks görüntüler oluşturulmakta ve bu görüntüler üzerinde endokardiyal ve epikardiyal kontürler belirlenmektedir (Resim 4b). Multi dedektör BT ile sol ventrikül volümü hesaplanırken ekokardiyografi ve MR inceleme ile uyumlu olması amacıyla aort çıkış yolu volüme dahil edilmezken, papiller kaslar volüme dahil edilmektedir [27]. Endokardiyal kontür çizilirken papiller kas ve trabekülasyonlar hem enddiastolde hem endsistolde sol ventrikül kavitesi içine dahil edilmektedir [3, 28]. Bazı üreticilerin kullanıma sürdükleri yazılımlarda, BT ile hesaplanan global ventrikül fonksiyonun hesaplanmasında papiller kasların ölçüme dahil edilip edilmemesi seçeneği de kullanıcıya sunulmaktadır.

Kardiyak siklusun her fazında endokardiyal ve epikardiyal kontürlerin belirlenmesine müteakip ölçüm sonuçları Simpson metodu vasıtasıyla software tarafından hesaplanmaktadır. Enddiastolik volüm, ESV, EF, SV, CO gibi değerler rakamsal olarak ve grafik üzerinde (Şekil 1a, b), MWT ve miyokardiyal duvar hareketi (MWM) gibi parametreler ise “American Heart Association” (AHA)’nın 17 segment modeline uygun olarak iki boyutlu polar harita üzerinde gösterilebilmektedir (Şekil 1c). Diğer taraftan lokal duvar hareketleri, uzun veya kısa aks görüntüler sine şeklinde oynatılarak kaliteli olarak değerlendirilebilmekte (Video 1 a, b, c) veya SWM değerlendirilmesi iki boyutlu polar harita üzerinden yapılabilmektedir.

MDBT ile sağ ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi

Sağ ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi amaçlanan olgularda, çekim proto-



Şekil 1. Sol ventrikülün fonksiyonel değerlendirilmesi sonucunda elde edilen ölçüm sonuçlarının tablo (a), grafik (b) ve iki boyutlu polar harita (c) formatında gösterimleri.

kolünün sağ ventrikül kavitede de kontrast madde olacak şekilde modifiye edilmesi gerekmektedir. Bunun için, enjeksiyon süresinin biraz daha uzun tutulması ya da trifazik enjeksiyon tekniğinin kullanılması yeterli olmaktadır. Bifazik çekim protokolünde kontrast maddeyi takiben serum fizyolojik (SF) enjeksiyonu yapılırken, trifazik enjeksiyon protokolünde; kontrast madde ile SF enjeksiyonu arasında, kontrast ve SF karışımı verilerek sağ ventrikülün daha dilüe bir kontrastla dolması sağlanabilmektedir. Trifazik enjeksiyon protokolü hastanın kilosuna, kullanılan cihaza ve çekim yapılan merkezin tercihlerine göre bazı farklılıklar gösterebilmektedir. Normal kilolu bir olguda, trifazik çekimde 5-6 mL/sn hızla verilen 50-60 mL kontrast maddeye müteakip 20-30 mL %50:%50 ya da %30-%70 oranında karıştırılmış kontrast madde ve serum karışımı, akabinde ise 3-6 mL/sn hızla 25-50 mL SF şeklinde enjeksiyon yapılabilmektedir [24].

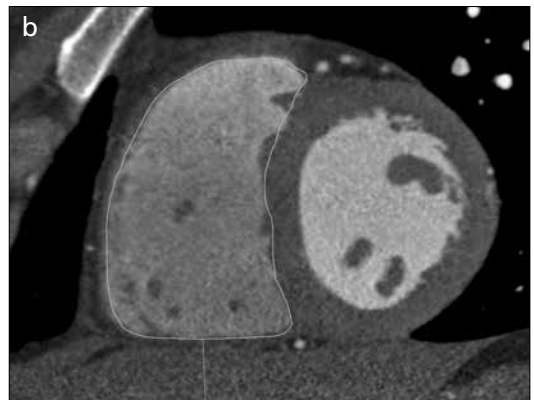
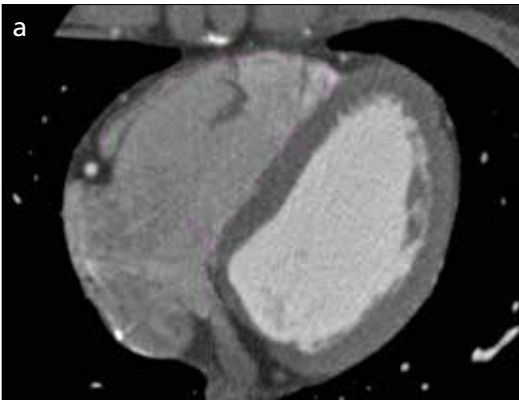
Sağ ventrikül fonksiyonunun hesaplanmasında endokardiyal ve epikardiyal sınırlar çizilmekte ve trabekülasyonlar ile papiller kaslar kaviteye dahil edilmektedir [3, 27]. Ölçümler hem enddiastolde hem endsistolik fazlarda yapılmakta ve interventriküler septum sağ ventrikülün bir parçası olarak değerlendirilmektedir [3]. Ölçümlerde triküspit kapak ile pulmoner kapak arasındaki tüm sağ ventrikül kavitesi volüme dahil edilmektedir.

Sağ ventrikülün yapısal olarak MDBT ile değerlendirilmesinde sağ ventrikülün boyut ve volümünün ölçülmesi yanı sıra miyokart duvar kalınlığı da ölçülmektedir. Enddiastolik fazda

sağ ventrikül serbest duvar kalınlığı 4 mm'den az olmalıdır [19, 29]. Sistemik venlerin geniş olarak izlenmesi preload artışının, pulmoner arterlerdeki çap artışı ise afterload artışının indirekt bulgularıdır [30].

Sağ ventrikül volümündeki artış; volüm yüklenmesi, basınç yüklenmesi veya her ikisi nedeniyle olabilmektedir. İnterventriküler septumun sol ventriküle doğru bombeleşme göstermesi sistolde oluyorsa basınç yüklenmesini, diyastolde bombeleşme olması ise volüm yüklenmesini, hem sistol hem de diyastolde oluyorsa basınç ve volüm yüklenmesini işaret etmektedir [2]. Sağ ventrikül volüm artışının ilk bulgularından biri, sağ ventrikül boyutunun sol ventrikül boyutuna oranının artmasıdır. Bu oran ölçülürken; mitral ve triküspit kapakların görüldüğü 4 oda görüntüsünde sağ ve sol ventrikülün serbest duvarları ile interventriküler septum arasındaki mesafenin en geniş oldukları yerde kalbin uzun aksına dik olacak şekilde ölçüm yapılmalıdır [29, 31, 32]. Bu oranın 1'den büyük olması sağ ventrikül disfonksiyonunu işaret etmektedir [29, 33, 34].

Sağ ventrikül kontraktilitesini değerlendirmede en çok kullanılan parametre EF olmakla birlikte; sağ ventrikül EF değeri, sağ kalbin yüklenmesine bağlı olarak değişiklik gösterebileceğinden, her zaman sağ ventrikül kontraktilitesini doğru bir şekilde yansıtmayabilmektedir [29]. Sağlıklı bireylerde MDBT ile hesaplanan sağ ventrikül EF değeri %60 civarındadır [19]. Sağ ventrikül EF değeri kısa aks görüntüler veya aksiyel görüntüler üzerinden hesaplanabilmektedir (Resim 5a,b). Aksiyel



Resim 5. a, b. Sağ ventrikül endokardiyal sınırlarının belirlendiği aksiyel (a) ve kısa aks (b) BT görüntüleri.

kesitlerin kullanılması ölçüm sonuçları arasında daha az farklılığa neden olmaktadır [35].

Sağ ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesinde, MDBT kullanımı tıpkı sol ventrikülde olduğu gibi kontrast madde ve radyasyon maruziyetleri nedeniyle öncelikle tercih edilmemektedir. Bununla birlikte, literatürde sağ ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesinde MDBT, ekokardiyografi, sintigrafik inceleme ve MR görüntülemeyi karşılaştıran çalışmalar bulunmaktadır [15, 19, 25, 36-38]. Sağ ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesinde, BT inceleme sonuçlarının genel olarak MR inceleme sonuçları ile iyi bir korelasyon gösterdiği belirtilmekle birlikte, kardiyak MR ile karşılaştırıldığında MDBT'nin temporal rezolüsyonunun daha düşük olması MDBT ile hesaplanan ESV ve EDV değerlerinin daha yüksek çıkmasına neden olabilmektedir [38, 39].

Sağ ventrikül fonksiyonlarının MDBT ile doğru bir şekilde değerlendirilebilmesine ek olarak, komşu akciğer parankimindeki patolojilerin tespit edilmesinde diğer tekniklerden daha üstündür.

Literatürdeki çalışmaların çoğu sol ventriküle yönelik yapılmış olmakla birlikte, sağ ventrikül lokal duvar hareketleri de MDBT ile değerlendirilebilmektedir. Ancak, BT'nin temporal rezolüsyonunun nispeten düşük olması, fokal duvar hareket bozukluklarının tespit edilmesi ve sınıflandırılmasındaki rolünü kısıtlamaktadır [40].

Sonuç olarak, MDBT inceleme uzaysal rezolüsyonunun yüksek olması nedeniyle, kardiyak morfoloji ve anatominin değerlendirilmesinde oldukça başarılı bir modalitedir. Diğer taraftan temporal rezolüsyonunun nispeten düşük olması ve radyasyon maruziyeti gibi nedenlerin MDBT'nin kardiyak fonksiyonların değerlendirilmesindeki rolünü kısıtlamasıyla birlikte, gerekli durumlarda uygun çekim protokollerinin kullanılmasıyla MR inceleme ile benzer şekilde oldukça güvenilir sonuçlar elde edilebilmektedir.

Video 1. a-c. Sol ventrikül lokal duvar fonksiyonlarının görsel olarak değerlendirilmesi amacıyla kullanılan kısa aks (a), sol ventrikül iki oda (b) ve 4 oda (c) aksında oluşturulan sine BT görüntüleri.

Kaynaklar

- [1]. Jacobs JE. Computed tomographic evaluation of the normal cardiac anatomy. *Radiol Clin North Am* 2010; 48: 701-10.
- [2]. Valsangiacomo Buechel ER, Mertens LL. Imaging the right heart: the use of integrated multimodality imaging. *Eur Heart J* 2012; 33: 949-60.
- [3]. Takx RA, Moscariello A, Schoepf UJ, Barraza JM Jr, Nance JW Jr, Bastarrika G, et al. Quantification of left and right ventricular function and myocardial mass: comparison of low-radiation dose 2nd generation dual-source CT and cardiac MRI. *Eur J Radiol* 2012; 81: 598-604.
- [4]. Beygui F, Furber A, Delepine S, Helft G, Metzger JP, Geslin P, et al. Routine breath-hold gradient echo MRI-derived right ventricular mass, volumes and function: accuracy, reproducibility and coherence study. *Int J Cardiovasc Imaging* 2004; 20: 509-16.
- [5]. Annular BR, Liew CK, Chin SP, Ong TK, Seyfarth MT, Chan WL, et al. Assessment of global and regional left ventricular function using 64-slice multislice computed tomography and 2D echocardiography: a comparison with cardiac magnetic resonance. *Eur J Radiol* 2008; 65: 112-9.
- [6]. Schroeder S, Achenbach S, Bengel F, Burgstahler C, Cademartiri F, de Feyter P, et al. Cardiac computed tomography: indications, applications, limitations, and training requirements: report of a Writing Group deployed by the Working Group Nuclear Cardiology and Cardiac CT of the European Society of Cardiology and the European Council of Nuclear Cardiology. *Eur Heart J* 2008; 29: 531-56.
- [7]. Mahnken AH, Koos R, Katoh M, Spuentrup E, Busch P, Wildberger JE, et al. Sixteen-slice spiral CT versus MR imaging for the assessment of left ventricular function in acute myocardial infarction. *Eur Radiol* 2005; 15: 714-20.
- [8]. Heuschmid M, Rothfuss JK, Schroeder S, Fenchel M, Stauder N, Burgstahler C, et al. Assessment of left ventricular myocardial function using 16-slice multidetector-row computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging and echocardiography. *Eur Radiol* 2006; 16: 551-9.
- [9]. Juergens KU, Grude M, Maintz D, Fallenberg EM, Wichter T, Heindel W, et al. Multi-detector row CT of left ventricular function with dedicated analysis software versus MR imaging: initial experience. *Radiology* 2004; 230: 403-10.
- [10]. Dewey M, Muller M, Eddicks S, Schnapauff D, Teige F, Rutsch W, et al. Evaluation of global and regional left ventricular function with 16-slice computed tomography, biplane cineventriculography, and two-dimensional transthoracic echocardiography: comparison with magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2006; 48: 2034-44.
- [11]. Henneman MM, Bax JJ, Schuijff JD, Jukema JW, Holman ER, Stokkel MP, et al. Global and regio-

- nal left ventricular function: a comparison between gated SPECT, 2D echocardiography and multi-slice computed tomography. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2006; 33: 1452-60.
- [12]. van der Vleuten PA, Willems TP, Götte MJ, Tio RA, Greuter MJ, Zijlstra F, et al. Quantification of global left ventricular function: comparison of multidetector computed tomography and magnetic resonance imaging. a meta-analysis and review of the current literature. *Acta Radiol* 2006; 47: 1049-57.
 - [13]. Halpern EJ, Owen AN. Cardiac morphology and function. In: Halpern EJ (Ed) *Clinical cardiac CT: Anatomy and function*. Second Ed. Thieme Medical Publishers, New York, 2011. pp.174-229.
 - [14]. Jensen CJ, Jochims M, Hunold P, Forsting M, Barkhausen J, Sabin GV, et al. Assessment of left ventricular function and mass in dual-source computed tomography coronary angiography: influence of beta-blockers on left ventricular function: comparison to magnetic resonance imaging. *Eur J Radiol* 2010; 74: 484-91.
 - [15]. Maffei E, Messalli G, Martini C, Nieman K, Catalano O, Rossi A, et al. Left and right ventricle assessment with Cardiac CT: validation study vs. Cardiac MR. *Eur Radiol* 2012; 22: 1041-9.
 - [16]. Yamamuro M, Tadamura E, Kubo S, Toyoda H, Nishina T, Ohba M, et al. Cardiac functional analysis with multi-detector row CT and segmental reconstruction algorithm: comparison with echocardiography, SPECT, and MR imaging. *Radiology* 2005; 234: 381-90.
 - [17]. Orakzai SH, Orakzai RH, Nasir K, Budoff MJ. Assessment of cardiac function using multidetector row computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2006; 30: 555-63.
 - [18]. Gupta M, Hacıoglu Y, Kadakia J, Ahmadi N, Gao Y, Mao SS, et al. Left ventricular volume: an optimal parameter to detect systolic dysfunction on prospectively triggered 64-multidetector row computed tomography: another step towards reducing radiation exposure. *Int J Cardiovasc Imaging* 2011; 27: 1015-23.
 - [19]. Lin FY, Devereux RB, Roman MJ, Meng J, Jow VM, Jacobs A, et al. Cardiac chamber volumes, function, and mass as determined by 64-multidetector row computed tomography: mean values among healthy adults free of hypertension and obesity. *JACC Cardiovasc Imaging* 2008; 1: 782-6.
 - [20]. Suzuki S, Furui S, Kaminaga T, Yamauchi T, Suzuki D, Kuwahara S, et al. Accuracy and efficiency of left ventricular ejection fraction analysis, using multidetector row computed tomography: effect of image reconstruction window within cardiac phase, slice thickness, and interval of short-axis sections. *Circ J* 2006; 70: 289-96.
 - [21]. Ko YJ, Kim SS, Park WJ, Jeong JO, Ko SM. Comparison of global left ventricular function using 20 phases with 10-phase reconstructions in multidetector-row computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2012; 28: 603-11.
 - [22]. Desjardins B, Kazerooni EA. ECG-gated cardiac CT. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 182: 993-1010.
 - [23]. Wuest W, Zunker C, Anders K, Ropers D, Achenbach S, Bautz W, et al. Functional cardiac CT imaging: a new contrast application strategy for a better visualization of the cardiac chambers. *Eur J Radiol* 2008; 68: 392-7.
 - [24]. de Graaf FR, Schuijf JD, van Velzen JE, Nucifora G, Kroft LJ, de Roos A, et al. Assessment of global left ventricular function and volumes with 320-row multidetector computed tomography: A comparison with 2D-echocardiography. *J Nucl Cardiol* 2010; 17: 225-31.
 - [25]. Zhang XC, Yang ZG, Guo YK, Zhang RM, Wang J, Zhou DQ, et al. Assessment of right ventricular function for patients with rheumatic mitral stenosis by 64-slice multi-detector row computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging. *Chin Med J (Engl)* 2012; 125: 1469-74.
 - [26]. Greupner J, Zimmermann E, Hamm B, Dewey M. Automatic vs semi-automatic global cardiac function assessment using 64-row CT. *Br J Radiol* 2012; 85: 243-53.
 - [27]. Schiller NB, Shah PM, Crawford M, DeMaria A, Devereux R, Feigenbaum H, et al. Recommendations for quantitation of the left ventricle by two-dimensional echocardiography: American Society of Echocardiography Committee on Standards, Subcommittee on Quantitation of Two-Dimensional Echocardiograms. *J Am Soc Echocardiogr* 1989; 2: 358-67.
 - [28]. Papavassiliu T, Kühl HP, Schröder M, Süselbeck T, Bondarenko O, Böhm CK, et al. Effect of endocardial trabeculae on left ventricular measurements and measurement reproducibility at cardiovascular MR imaging. *Radiology* 2005; 236: 57-64.
 - [29]. Dupont MV, Drăgean CA, Coche EE. Right ventricle function assessment by MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 2011; 196: 77-86.
 - [30]. Revel MP, Faivre JB, Remy-Jardin M, Delannoy-Deken Vr, Duhamel A, Remy J. Pulmonary hypertension: ECG-gated 64-section CT angiographic evaluation of new functional parameters as diagnostic criteria. *Radiology* 2009; 250: 558-66.
 - [31]. Quiroz R, Kucher N, Schoepf UJ, Kipfmüller F, Solomon SD, Costello P, et al. Right ventricular enlargement on chest computed tomography: prognostic role in acute pulmonary embolism. *Circulation* 2004; 109: 2401-4.
 - [32]. Araoz PA, Gotway MB, Trowbridge RL, Bailey RA, Auerbach AD, Reddy GP, et al. Helical CT pulmonary angiography predictors of in hospital morbidity and mortality in patients with acute pulmonary embolism. *J Thorac Imaging* 2003; 18: 207-16.
 - [33]. Contractor S, Maldjian PD, Sharma VK, Gor DM. Role of helical CT in detecting right ventricular dysfunction secondary to acute pulmonary embolism. *J Comput Assist Tomogr* 2002; 26: 587-91.

- [34]. Lim KE, Chan CY, Chu PH, Hsu YY, Hsu WC. Right ventricular dysfunction secondary to acute massive pulmonary embolism detected by helical computed tomography pulmonary angiography. *Clin Imaging* 2005; 29: 16-21.
- [35]. Alfakih K, Plein S, Bloomer T, Jones T, Ridgway J, Sivanathan M. Comparison of right ventricular volume measurements between axial and short axis orientation using steady-state free precession magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 2003; 18: 25-32.
- [36]. Coche E, Vlassenbroek A, Roelants V, D'Hoore W, Verschuren F, Goncette L, et al. Evaluation of biventricular ejection fraction with ECG-gated 16-slice CT: preliminary findings in acute pulmonary embolism in comparison with radionuclide ventriculography. *Eur Radiol* 2005; 15: 1432-40.
- [37]. Doğan H, Kroft LJ, Bax JJ, Schuijf JD, van der Geest RJ, Doornbos J, et al. MDCT assessment of right ventricular systolic function. *AJR* 2006; 186: 366-70.
- [38]. Guo YK, Gao HL, Zhang XC, Wang QL, Yang ZG, Ma ES. Accuracy and reproducibility of assessing right ventricular function with 64-section multidetector row CT: comparison with magnetic resonance imaging. *Int J Cardiol* 2010; 139: 254-62.
- [39]. Plumhans C, Muehlenbruch G, Rapae A, Sim KH, Seyfarth T, Gaenther RW, et al. Assessment of global right ventricular function on 64-MDCT compared with MRI. *AJR* 2008; 190: 1358-61.
- [40]. Fischbach R, Juergens KU, Ozgun M, Maintz D, Grude M, Seifarth H, et al. Assessment of regional left ventricular function with multidetector-row computed tomography versus magnetic resonance imaging. *Eur Radiol* 2007; 17: 1009-17.

Kardiyak Morfoloji ve Fonksiyonların Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi (MDBT) ile Değerlendirilmesi

Uğur Bozlar, Sebahattin Sarı

Sayfa 93

Kontrast madde kullanma zorunluluğu ve radyasyon maruziyeti nedenleriyle BT inceleme, kardiyak fonksiyonların değerlendirmesinde öncelikle tercih edilen bir modalite değildir.

Sayfa 97

İncelemenin kontrendike olduğu veya uzun çekim süresine klinik durumun izin vermediği durumlarda BT görüntüleme alternatifi ön plana çıkmaktadır.

Sayfa 97

Literatürde mevcut çalışmalar incelendiğinde, BT ile elde edilen fonksiyonel parametre ölçüm sonuçlarının karşılaştırıldığı modaliteye göre, biraz daha yüksek ya da düşük çıkabildiğini ancak, çoğu zaman bu farklılıkların klinik olarak önemli olmayan miktarlarda olduğu belirtilmektedir.

Sayfa 98

Ventrikül fonksiyonun BT ile değerlendirilebilmesi için tüm kardiyak siklusu içeren bir görüntü serisinin elde edilmiş olması gerekmektedir.

Sayfa 99

Kardiyak fonksiyonlar, global veya lokal fonksiyonlar olarak değerlendirilmektedir. Global kardiyak fonksiyonlar olarak; ejeksiyon fraksiyonu (EF), stroke volüm (SV), endsistolik volüm (ESV), enddiastolik volüm (EDV), kardiyak output (CO) gibi parametreler değerlendirilirken, lokal kardiyak fonksiyonlar olarak; miyokart duvar kalınlığı (MWT), sistolik duvar kalınlığı (SWT), sistolik duvar hareketi (SWM) gibi parametreler değerlendirilmektedir.

Kardiyak Morfoloji ve Fonksiyonların Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi (MDBT) ile Değerlendirilmesi

Uğur Bozlar, Sebahattin Sarı

1. Aşağıdakilerden hangisi sağ atriyum ile ilgili bir anatomik yapı değildir?
 - a. Eustacian valv
 - b. Septomarjinal band
 - c. Krista terminalis
 - d. Pektinat kaslar
2. Aşağıdakilerden hangisi mitral kapağın komponentlerinden biri değildir?
 - a. Kapakçık
 - b. Komisür
 - c. Korda tendinea
 - d. Semilüner
3. Aşağıdakilerden hangisi kardiyak fonksiyonların MDBT ile değerlendirilmesinin avantajlarından biri değildir?
 - a. Voksel bazlı ölçüm yapması
 - b. Yüksek uzaysal rezolüsyon
 - c. İmplant varlığında yapılabilmesi
 - d. Fonksiyon ölçümü için ek bir çekim gerektirmesi
4. Aşağıdakilerden hangisi lokal kardiyak fonksiyonların değerlendirilmesinde kullanılan bir parametredir?
 - a. Ejeksiyon fraksiyonu
 - b. Kardiyak output
 - c. Stroke volüm
 - d. Sistolik duvar hareketi
5. Aşağıdakilerden hangisi kardiyak fonksiyonların MDBT ile değerlendirilmesindeki dezavantajlarından biridir?
 - a. Yüksek uzaysal rezolüsyon
 - b. Düşük temporal rezolüsyon
 - c. Yüksek kontrast rezolüsyon
 - d. Kısa çekim süresi

Kalp Kapaklarının Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi (MDBT) ile Değerlendirilmesi

Gonca Eldem, Tuncay Hazırolan

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Çekim tekniği ve kontrast protokolü
- Değerlendirme
- Bulgular
- Kaynaklar

Kapak hastalıklarının değerlendirilmesinde ekokardiyografi (EKO) ve Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) başlıca kullanılan yöntemlerdir. Ekokardiyografi ucuz ve yaygın kullanılabilirliğinden dolayı en sık başvuru alan yöntem iken, kullanıcıya bağımlı olması ve yeterli akustik pencere sağlanamayan hastalarda optimum değerlendirme yapılamaması tetkikin dezavantajlarından [1]. Kardiyak MRG, istenen tüm düzlemlerde üç boyutlu görüntüleme sağlaması ve kapakların anatomik lokalizasyonlarından bağımsız, hem fonksiyonel hem de morfolojik değerlendirme yapabilmesi, akım yönüyle beraber akım miktarlarını ve yetmezlik miktarlarını sayısal olarak ölçebilmesi ile EKO'ya üstünlük sağlamaktadır [2, 3].

Multi dedektör bilgisayarlı tomografilerin kullanılmaya başlanması ile koroner BT anjiyografi (BTA) koroner arter patolojilerinin ve konjenital kalp hastalıklarının değerlendirilmesinde hızla yaygınlaşmıştır [4-6]. Günümüzde BTA, uygun EKG ve kontrast protokolleriyle

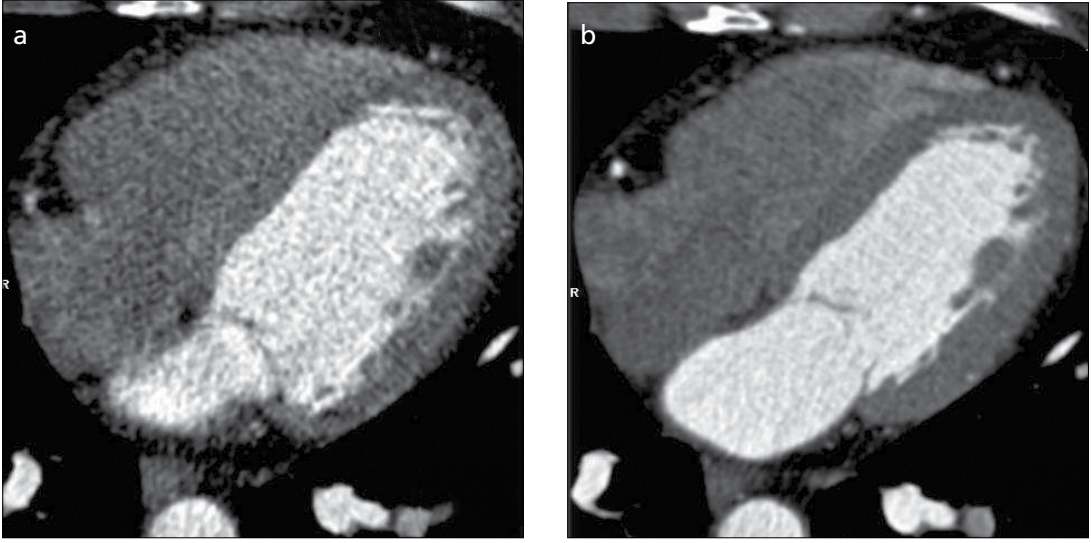
beraber kullanıldığında tek uygulama ile kompleks kardiyak değerlendirme sağlayabilmekte ve “Kardiyak BT” (KBT) olarak adlandırılmaktadır. Tek uygulamada KBT ile koroner arter patolojilerinin yanında, kapaklar, her iki ventrikülün fonksiyonları, miyokart perfüzyonu, miyokart canlılığı ve kalp kitleleri değerlendirilebilmektedir. Kardiyak BT kalp kapaklarının değerlendirilmesinde, EKG ve MRG ile yeterli düzeyde değerlendirme yapılamayan olgularda kullanılabilir. Ayrıca KBT ile, sıklıkla koroner arter hastalığı değerlendirilmesi amacıyla refere edilen olgularda ek patoloji olarak kapak hastalıkları tanımlanmaktadır [1, 7].

Çekim tekniği ve kontrast protokolü

Kardiyak BT için kullanılan cihazların, diğer sistemlerin görüntülenmesinde kullanılan cihazlardan farkları bu cihazların en az 64 kesitli olması ve EKG eşliğinde görüntüleme yapabilmeleridir. Bu cihazların diğer ortak özellikleri,

Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

✉ Tuncay Hazırolan • tuncayhazirolan@yahoo.com



Resim 1. a, b. EKG tetikleme kullanılarak alınan sistolik (a) ve diyastolik (b) görüntüler izlenmektedir. EKG tetikleme ile sistolik fazda MaS değeri %20 düzeyine düşürülerek alınan görüntüde (a) görüntü kalitesinin halen kapakların ve miyokardın değerlendirilmesini sağlayacak düzeyde olduğu görülmektedir.

kısa çekim süresi, yüksek zamansal ve uzaysal çözünürlük sağlamalarıdır [8].

Kapaklar statik ve sine görüntülerle, hem fonksiyonel hem de morfolojik olarak değerlendirileceğinden retrospektif EKG tekniğiyle görüntüleme yapılmalıdır [9]. Bu yöntemde, hastaya çekim boyunca kesintisiz X-ışını uygulanır ve elde edilen ham görüntüler 10-20 eşit aralıklı kardiyak fazda reformatlanır. Bu reformatların bir araya getirilmesiyle oluşturulan görüntülerle de sine değerlendirme sağlanır. Sine modundaki görüntüler kullanılarak ventriküllerin fonksiyonları, miyokart segmentlerinin sistolik ve diyastolik hareketleri, kapaklar değerlendirilebilmektedir.

Retrospektif EKG uygulamasında uygulanan aldığı X-ışını dozunu azaltmak amacıyla, günümüzde tüm üreticilerin cihazlarında bulunan EKG tetikleme dozunun modülasyonu yazılımları geliştirilmiştir [10]. Bu yazılımının çalışma prensibi, koroner arter değerlendirilmesinde kullanılmayan kardiyak siklusun geç diyastolik ve sistolik fazlarında cihazın hastaya gönderdiği X-ışını dozunun azaltılmasına dayanmaktadır. Ancak, bu yazılımın kullanılması kapak değerlendirmesi için en kritik fazlar olan diyastol sonu ve sistolik fazlarda görüntü kalitesinde düşmeye neden olacağından, kapakların morfolojik değerlendirilmesi açısından dezavantaja neden olmaktadır.

Kapak patolojisi şüphesi olan hastaların değerlendirilmesinde, çekim öncesinde “EKG tetikleme” yazılımının parametrelerinin kapak değerlendirilmesine uygun hale getirilmesi gerekmektedir. Merkezin tercihinine bağlı olarak bu yazılım kapatılabilir, aktif olduğu pencere aralığı daraltılabilir ya da MaS değerinin düşürülme miktarı ayarlanabilir. En kaliteli görüntüler EKG tetikleme kapatıldığında alınsa da, bu yöntem hastanın aldığı dozda belirgin derecede artışa neden olacaktır. Bu yüzden sistolik fazda kabul edilebilir kalitede görüntü alınabilmesi için, MaS düzeyini %20’den daha fazla düşürmeyecek şekilde yazılım ayarlanmalıdır (Resim 1) [7, 10].

Kardiyak BT tetkikinde “bifazik” ya da “trifazik” kontrast protokolleri kullanılabilir. Bifazik protokolün amacı, sadece sol kalp boşluklarında ve koroner arterlerde kontrast madde kalması ve sağ boşlukta kalan kontrast maddenin sebep olabileceği artefaktların engellenmesidir. Bu protokol uygulandığında, kalbin sağ boşlukları ve pulmoner ve triküspit kapaklar değerlendirilemez. Trifazik protokolda ise kontrast madde infüzyonunu takiben %30 kontrast-%70 serum fizyolojik karışımı ve ardından serum fizyolojik verilir [11]. Bu yöntemle, kalbin sağda yer alan boşluklarında kapak değerlendirmesine yetecek düzeyde kontrastlanma sağlanır. Bu nedenle, kalbin

sağda yer alan boşluklarının ve kalbin sağında yerleşik kapakların değerlendirilebilmesi için trifazik protokol uygulanmalıdır [7, 8].

Değerlendirme

Değerlendirmede elde olunan aksiyel görüntülerden farklı olarak kapağa özgün düzlemde statik ve sine görüntüler kullanılmalıdır.

Değerlendirme aksiyel görüntüler, iki boşluk uzun aks, dört boşluk uzun aks, kısa aks ve sağ ventrikül iki boşluk düzlemler kullanılarak incelenen kapağa iki düzlemde dik ve kapağa paralel görüntüler üzerinden yapılmalıdır [3, 12]. Resim 2’de düzlemler ve düzlemlerin planlanması ayrıntılı olarak anlatılmıştır.

Morfolojik değerlendirme

Kapakların morfolojik değerlendirmesinde uygun planda hazırlanan görüntüler üzerinden kapak ve anülüs kalsifikasyonları, displazik değişiklikler ve kalınlaşmalar, kapakçık sayılarındaki farklılıklar, kapakçıklardaki yırtık ve defektler, varsa kapakçıklar üzerindeki kitleler değerlendirilmelidir. **Kardiyak BT’nin sağladığı en önemli avantaj kalsifikasyonların gösterilebilmesidir.** Hasta yaşı arttıkça kapak ve anülüs kalsifikasyonu ile karşılaşılma yüzdesi de artmakta ve izlenen kalsifikasyon miktarı arttıkça kapak fonksiyon bozukluğu da artmaktadır. Mitral anülüs ve aortik kapak kalsifikasyonları kalbin en sık koroner dışı kalsifikasyon odaklarından olup, KBT ile koroner arter değerlendirilmesi sırasında hastada kapak fonksiyon bozukluğu olabileceğini gösteren ilk ve en dikkat çekici bulgu olmaktadır [13-15].

Fonksiyonel değerlendirme

Kapakların KBT ile fonksiyonel değerlendirilmesinde planimetrik yöntem kullanılmaktadır. Bu teknikte, kapağa paralel alınan görüntüler kullanılarak kapağın yeterince açılıp açılmadığı ve tamamen kapanıp kapanmadığı değerlendirilir. Hastalığın şiddetinin değerlendirilmesi için, yetmezliklerde kapağın kapanmayan bölgesinin alanı, stenozlarda ise kapağın açılma alanı ölçülür [16, 17]. Stenoz değerlendirmesi aortik ve pulmoner kapaklarda sistol fazında, mitral ve

triküspit kapaklarda ise diyastol fazında kapakların açılma alanı belirlenerek yapılmaktadır. Yetmezliklerinin değerlendirilmesinde ise aortik ve pulmoner kapağın diyastol fazında, mitral ve triküspit kapağın sistol fazında değerlendirilmesi gerekmektedir (Resim 3).

Ventriküllerin atım hacimlerinin değerlendirilmesi

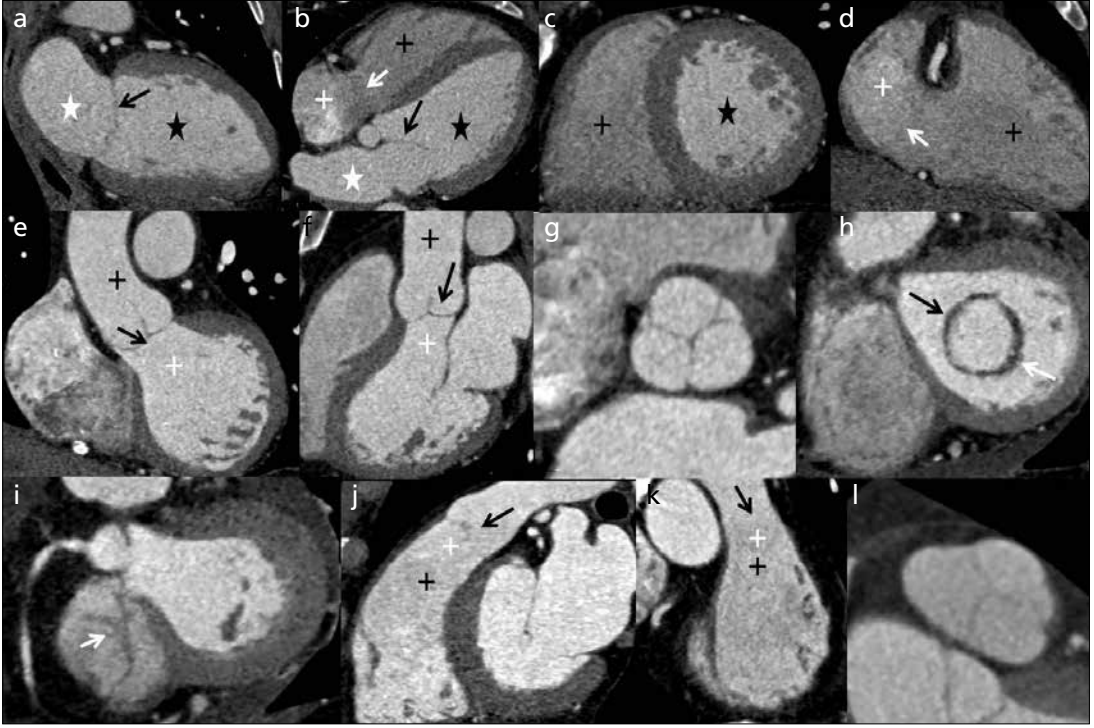
Tek kapak yetmezliklerinin değerlendirilmesinde ventriküllerin atım hacimlerinin belirlenmesi, geri kaçış hacminin ve geri kaçış oranının bulunması için kullanılmaktadır. Bilgisayarlı tomografinin ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesinde güvenilir sonuçlar sağladığı, MRG ile yapılan karşılaştırmalı çalışmalarla gösterilmiştir. Normal fizyolojide ventriküllerin atım hacimleri arasında fark olmaması gerekmektedir. Ventriküllerin atım hacimleri arasındaki fark, yetmezlikli kapağın sebep olduğu geri kaçış hacmini göstermektedir. Ancak birden fazla kapakta patoloji varsa, bu yöntem uygulanamamaktadır. [18].

Bulgular

Aort kapağı

Normal aortik aparat aort kapakçıklarından, sinüslerden, komisürlerden ve koroner arter ostialarından oluşmaktadır. Aort kapağı semilüner şekilli olup 3 (sağ, sol ve posteriyor) ince kapakçıktan oluşmaktadır [12]. Her kapakçığın serbest ucunda fibröz bir nodül izlenmekte olup diyastol sırasında bu 3 nodülün ortada birleşmesi (koaptasyonu) normal kapanmayı göstermektedir. Normal açılma sırasında ise, bu 3 kapakçık retrakte olarak üçgen şekilli orifise sahip aortik kapak alanını oluşturmaktadır [19]. Normal aortik kapak alanı 3-4 cm² arasında izlenmelidir [20].

Aort kapağının en sık konjenital anomalisi biküspit kapak olup, iki simetrik kapakçıktan oluşmaktadır (Resim 4). Diyastol sırasında açılan biküspit kapakta elipsoid şekil izlenmekte olup, bu kapaklarda normalden daha hızlı olarak dejeneratif değişiklikler gelişir ve aortik stenoz erken dönemde izlenebilir. Özellikle, cerrahi düzeltmeye gidecek hastalarda kapağın



Resim 2. a-l. Değerlendirme için gerekli düzlemlerin planlanması, a) İki boşluk uzun aks: Aksiyel görüntü kullanılarak mitral kapak ortası ile sol ventrikül apeksi arasından geçen düzlemde elde olunan sagittal oblik görüntü. Sol atriyum; beyaz yıldız, sol ventrikül; siyah yıldız, mitral kapak; siyah ok, b) Dört boşluk uzun aks: İki boşluk uzun aks görüntü üzerinden mitral kapak orta kesimi ile sol ventrikül apeksi arasından geçecek şekilde planlanan aksiyel oblik görüntü. Sol atriyum: beyaz yıldız, sol ventrikül: siyah yıldız, sağ atriyum: beyaz artı, sağ ventrikül: siyah artı, mitral kapak: siyah ok, triküspit kapak lokalizasyonu: beyaz ok, c) Kısa aks: İki boşluk uzun aks ve dört boşluk uzun aks kullanılarak septuma ve kalp düzlemine dik sagittal oblik görüntü. Sağ ventrikül: siyah artı, sol ventrikül: siyah yıldız, d) Sağ ventrikül iki boşluk: Dört boşluk uzun aks görüntü kullanılarak triküspit kapak orta kesimiyle sağ ventrikül apeksi arasından planlanan sagittal oblik görüntü. Sağ ventrikül: siyah artı, sağ atriyum: beyaz artı, triküspit kapak düzeyi: beyaz ok, e f g) Aort Kapağı: aortik kapak değerlendirilirken aksiyel kesit üzerinden aortik anülüse ve aortik kapağa dik koronal oblik ilk görüntü oluşturulur (e) (çıkan aorta: siyah artı, subaortik bölge: beyaz artı, aortik kapak: siyah ok). Elde olunan görüntü kullanılarak sagittal oblik düzlemde aortik kapağa dik ikinci görüntü hazırlanır (f) (çıkan aorta: siyah artı, subaortik bölge: beyaz artı, aortik kapak: siyah ok) ve bu iki görüntü kullanılarak aortik kapağa paralel aksiyel oblik görüntü planlanır (g), h) Mitral Kapak: Mitral kapağın değerlendirilmesi için iki boşluk uzun aks ve dört boşluk uzun aks görüntüleri kapağa dik düzlemleri oluşturur. Bu iki görüntü kullanılarak mitral kapağa paralel görüntü planlanarak değerlendirme yapılır (Anteriyor kapakçık: siyah ok, posteriyor kapakçık: beyaz ok), i) Triküspit Kapak: Triküspit kapağın değerlendirilmesinde ise kapağa dik düzlemler için sağ ventrikül iki boşluk ve dört boşluk uzun aks görüntüleri kullanılır. Bu iki görüntü üzerinden triküspit kapağa paralel görüntü oluşturulur ve değerlendirme yapılır (siyah ok). j,k,l) Pulmoner Kapak: Pulmoner kapak değerlendirilmesi için ilk basamak aksiyel görüntü üzerinden pulmoner kapağa dik olacak ve sağ ventrikül çıkışından geçecek şekilde sagittal oblik düzlemde görüntü oluşturulmasıdır (j) (Prepulmonik bölge: siyah artı, subpulmonik bölge: beyaz artı, pulmoner kapak: siyah ok). Elde olunan görüntü üzerinden aksiyel oblik düzlemde pulmoner kapağa dik ikinci görüntü (k) (Prepulmonik bölge: siyah artı, subpulmonik bölge: beyaz artı, pulmoner kapak: siyah ok) alınır ve bu iki görüntü kullanılarak pulmoner kapağa paralel görüntü oluşturularak değerlendirme yapılır (l).

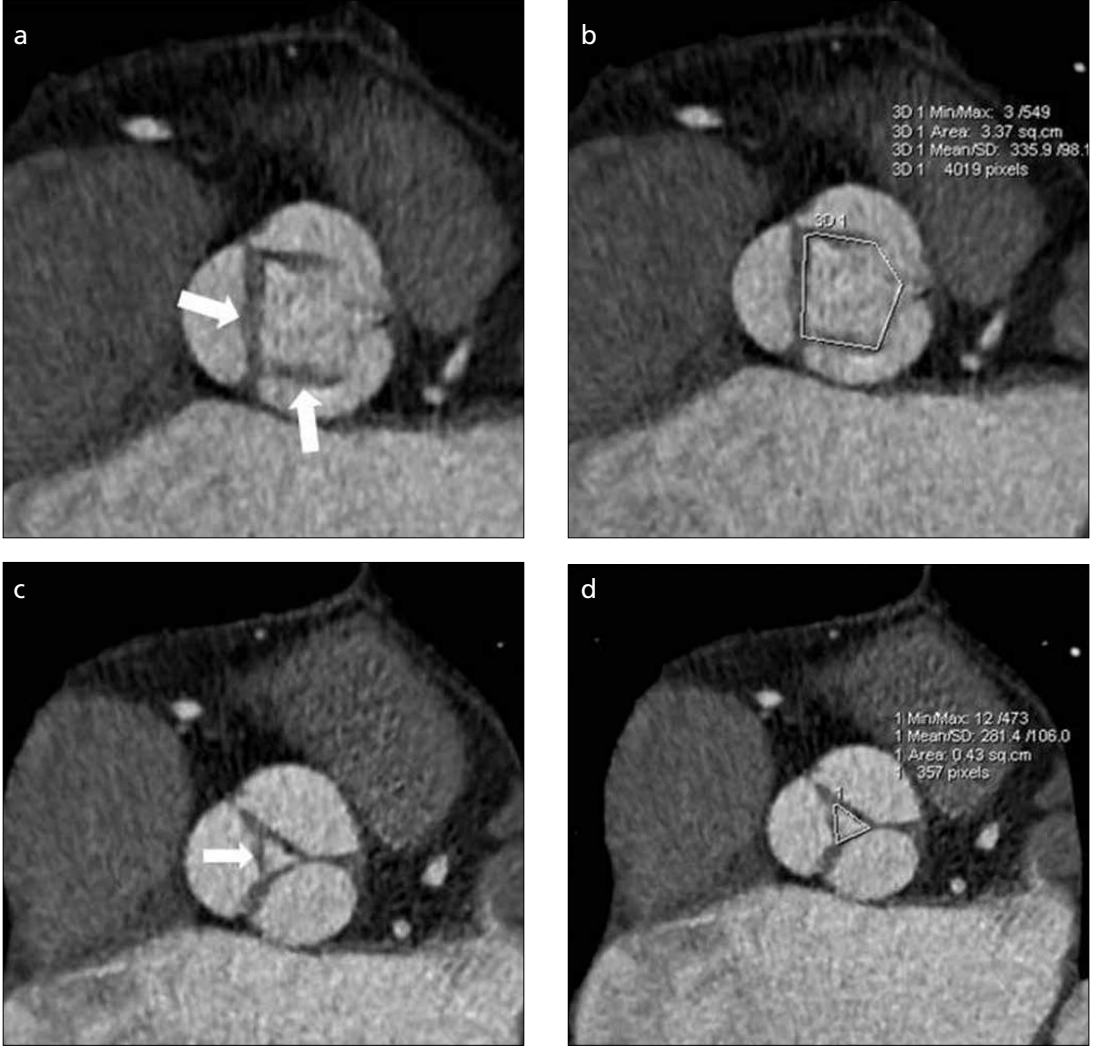
yaşısı ve komisürlerin kapanma şekilleri sine mod ile izlenmeli ve eşlik eden kalsifikasyonların derecesi cerrahi şeklini değiştireceğinden raporlanmalıdır [12].

Aort stenozu

Aort stenozuna neden olan sebepler konjenital ya da edinsel olarak sınıflanmakta olup,

edinsel sebepler ya romatolojik ya da dejeneratifdir. Dejeneratif nedenler yaşla birlikte görülürken, konjenital ya da romatolojik edinsel sebepler daha genç hastalarda izlenmektedir [3].

Yaşa bağlı dejeneratif ya da biküspit kapakların stenozunda KBT'de kapaklarda fibrozis

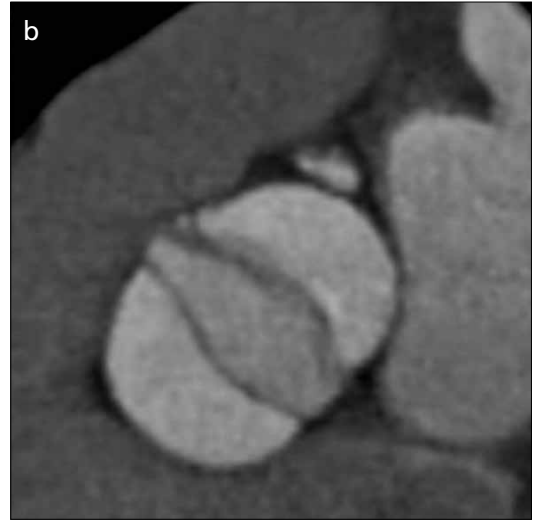
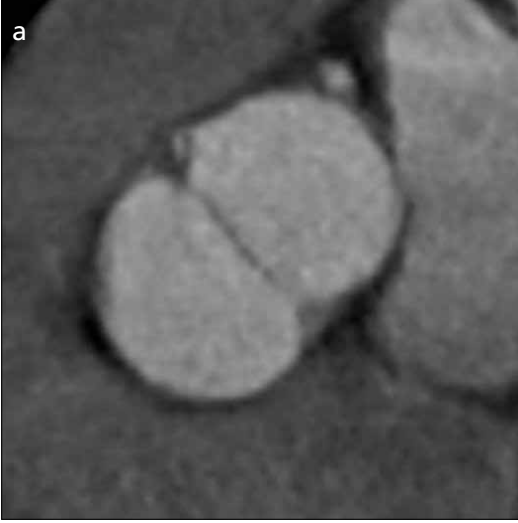


Resim 3. a-d. Aortik kapağa paralel alınan sistol faz görüntüde aortik kapakta kalınlaşma (oklar) izleniyor (a). Kapaktan açılma miktarı ölçüldüğünde (b) alanın 3 cm^2 'nin üzerinde olduğu ve aortik kapakta stenoz olmadığı belirlenmiş. Başka bir hastanın aortik kapağa paralel düzlemde planlanan diyastol faz görüntülerinde (c) aortik kapakçıklarda kalınlaşma ve kapak yetmezliğin göstergesi olan açıklık saptanmış (ok). Açıklık alanının $0,43 \text{ cm}^2$ olduğu belirlenmiş (d). Açıklık alanının genişliği ile yetmezlik düzeyi arasında doğru orantı olduğu bilinmektedir.

ve kalsifikasyon izlenmektedir. Romatolojik kapak hastalıklarında ise, kapakçıkların serbest kenarlarına süperempoze fibrozis ve post inflamatuvar füzyona bağlı kapak komisürlerinde fibrozis izlenmektedir. Planimetrik yöntemle aort kapağı alanı ölçülebilmekte olup, hafif aortik stenozda $1,5\text{-}2 \text{ cm}^2$ arasında, orta derece stenozda $1\text{-}1,5 \text{ cm}^2$ arasında, şiddetli aortik stenozda ise 1 cm^2 'nin altında açılma alanları saptanmaktadır (Resim 5) [21]. İzlenebilecek sekonder bulgular ise, çıkan aortada ektazi veya anevrizma ve sol ventrikülde kompansektuar konsantrik hipertrofidir.

Aortik yetmezlik

Aort kapağında yetmezlik, intrinsik kapak hastalıklarına, aort kökü hastalığına ya da her ikisine bağlı gelişebilir. Miksomatöz dejenerasyon, konjenital biküspit kapak, romatolojik hastalıklar ve bakteriyel endokardit intrinsik nedenler arasında yer almaktadır [22]. Primer aort kökü hastalığına bağlı gelişen sekonder yetmezlik aortik anülüsün idiyopatik dilatasyonuna bağlı olabileceği gibi hipertansiyona, Marfan sendromuna, sifilize sekonder aortite, aort anevrizmasına ya da diseksiyon veya travmaya bağlı olabilir [23]. Romatolojik hastalıklar kapakçık-



Resim 4. a, b. Biküspid aortik kapağa paralel düzlemde alınan diyastolik (a) ve sistolik (b) görüntülerde aortik kapağın iki adet kapakçığı olduğu ve sistolik fazda tipik fusiform şekilli (balık ağzı görünümünde) açıldığı izlenmektedir.



Resim 5. a, b. Aortik kapakta stenozu olan olgunun planimetrik ölçüm yöntemiyle stenoz şiddetinin belirlenmesi.

larda difüz fibrozise neden olarak kalsifikasyon olmadan kontraktür ve kısalmaya sebep olurlar. Aort kökü dilatasyonunda ise, kapakçıklarda kalınlaşma ve retraksiyon izlenmekte olup, her ikisi de sonuçta kapakçıkların kapanmasında zayıflamaya yol açmakta ve kanın diyastol sırasında ventriküle geri kaçışına neden olmaktadır. Kardiyak BT ile kapakçıkların malokaptasyonu izlenebilmekte, diyastolde alınan planimetrik yöntemle özellikle orta ve ciddi dereceli yetmezliklerde rezidüel açık kalan orifis alanı ölçülerek yetmezlik miktarı hesaplanabilmektedir. Buna göre $0,04 \text{ cm}^2$ rezidüel alan hafif,

$0,037 \text{ cm}^2$ orta, $0,81 \text{ cm}^2$ rezidüel alan ciddi aortik yetmezlik olarak tanımlanabilmektedir [24-26]. Kardiyak BT'de izlenebilen diğer bulgular yetmezliğin sebebine bağlı olarak değişmekte olup, intrinsik kapak hastalığında kapakçıklar kalınlaşmış ve kısalmış olarak izlenirken, aort kökü hastalığında aort kökünde dilatasyon izlenmektedir. Sol ventrikülde dilatasyon izlenebilecek bir diğer non spesifik bulgudur.

Mitral kapak

Mitral kapak biküspid bir kapak olup semi-sirküler şekilli anterior kapakçıktan ve kre-

sentrik şekilli posteriyor kapakçıktan oluşmaktadır. Kapakçıklar korda tendinealar aracılığı ile sol ventrikül papiller kasları ile ilişkilidir. Normalde erişkinlerde korda tendineaların kalınlığı 0,4-1,2 mm arasında olup, mitral kapak anülüsü 10 cm'dir. Mitral kapak alanı ise 4-5 cm² arasında izlenmelidir [27].

Mitral stenoz

Mitral stenozun en sık nedeni romatizmal ateşe bağlı kronik inflamatuvar değişiklikler olup, daha nadir nedenler arasında paraşüt deformitesi ile giden konjenital mitral stenoz ve konektif bağ doku hastalıkları yer almaktadır. Mitral stenozda ön ve arka kapakçıkların kenarlarında komisür boyunca uzanan füzyon izlenmektedir. Korda tendinealarda kalınlaşma ve kısalma eşlik edebilmekte olup, kapakçıklarda çekilmeye neden olarak kapak hareketlerinde kısıtlanmaya yol açmaktadır. Uzun dönemde sol atriyal dilatasyon, pulmoner hipertansiyon, sağ ventrikül ve triküspit kapak yetmezliği izlenebilir.

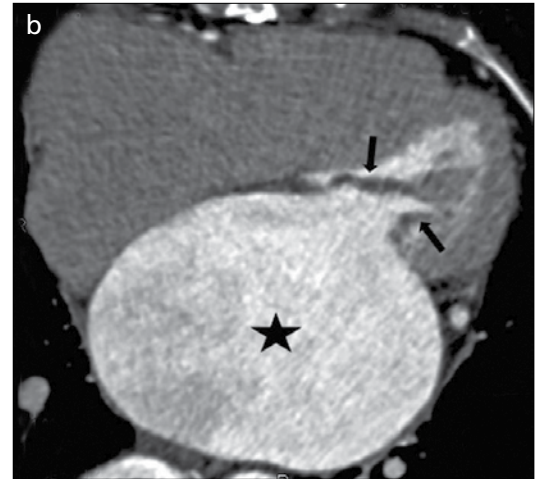
Kardiyak BT ile mitral kapak alanı erken diyalstolde (R-R intervalinin %75'i) direkt ölçülebilmekte olup, mitral kapağın açılma alanı 2 cm²'nin altında olduğunda stenotik olarak kabul edilmektedir. Bir cm² altındaki düzeylerde ise şiddetli mitral stenozdan bahsedilir. Tipik olarak, stenozlarda mitral kapak huni şeklinde izlenmekte olup, kalınlaşmış ve kalsifiye olmuş

kapakçıklar yanında sol atriyal genişleme, eşlik eden trombüs varlığı, pulmoner ödem ve sağ ventrikül hipertrofisi eşlik edebilecek diğer bulgulardır. Sine imajlarda kapaklardaki kısıtlanmış hareket visualize edilebilmektedir (Resim 6).

Mitral yetmezlik

Mitral kapak apparatusunu oluşturan herhangi bir komponentte disfonksiyon olduğunda, mitral kapakta yetmezlik gelişmektedir. Anüler dilatasyon, kapakçıklarda fibrozis ve kalsifikasyona bağlı retraksiyon, korda tendinealardaki anormallikler ve papiller kas disfonksiyonu bunların arasında yer almaktadır. Kabaca nedenler, fonksiyonel ve valvüler olarak gruplanabilir. Fonksiyonel nedenler en sık iskemik kalp hastalıklarına sekonder gelişmekte olup, kapakçık hareketlerinde disfonksiyona ve kısıtlanmaya neden olmaktadır [28]. Valvüler kaynaklı nedenler arasında miksomatöz dejenerasyona bağlı mitral kapak prolapsusu mitral yetmezliğin en sık nedeni olup, ikinci sırada post inflamatuvar dejenerasyon yer almaktadır [29, 30]. Altta yatan etiyolojinin saptanması cerrahi şeklini değiştireceğinden önemlidir [28].

Geriye kaçırın orifisin alanı KBT ile planimetrik yöntemle ölçülebilmektedir [31]. Bunun dışında **KBT ile mitral kapakçıkların, korda tendineaların ve papiller kasların morfolojik özellikleri değerlendirilerek altta yatan etiyolojik faktörün ayırımında yol gösterici olmaktadır** [20, 31].



Resim 6. a, b. Mitral kapağa paralel diyalstolik faz görüntüde (a) anterior (beyaz ok) ve posteriyor (siyah ok) mitral kapakçıkların kalınlaştığı izlenmektedir. Aynı hastanın dört boşluk düzlem görüntüsünde (b) sol atriyumun (yıldız) ileri derecede genişlediği ve mitral kapaktaki kalınlaşmalara korda tendinea kalınlaşmasının (oklar) eşlik ettiği izlenmektedir.

Buna göre valvüler nedenlerde kapakçıklarda kalınlaşma, kalsifikasyon ve uzunluklarında artış izlenirken hareketlerinde prolapsus vardır, buna karşın fonksiyonel nedenlerde kapakçıklar morfolojik olarak normal izlenmekte olup sadece hareketlerinde kısıtlılık izlenmektedir. Kompensatuvar sol atriyal dilatasyon, sol ventrikül dilatasyonu, pulmoner konjesyon KBT ile izlenebilecek diğer bulgular olup, sine imajlarda kapağın sol atriyum içine prolapsusu izlenebilir. Fonksiyonel nedenlerde miyokartta incelme, bölgesel olarak duvar hareketinde bozulma, kalsifikasyon ve yağlı değişim izlenebilirken, valvüler sebeplerde miyokart normal olarak izlenmektedir [28].

Pulmoner kapak

Pulmoner kapak semilüner bir kapak olup anterior, sağ ve sol olmak üzere 3 kapakçıktan oluşmaktadır. Aort kapağından farklı olarak pulmoner kapakta koroner ostia yoktur. Normal pulmoner kapak alanı vücut yüzey alanının $2 \text{ cm}^2/\text{m}^2$ 'sini oluşturmaktadır [1].

Pulmoner stenoz

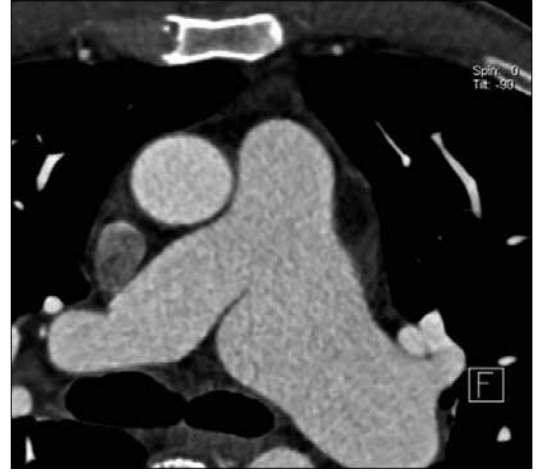
Hastaların %95'inde pulmoner darlık konjenital nedenlidir. Konjenital pulmoner stenoz yenidoğan grubunda izole olarak da saptanabileceği gibi, Fallot Tetralojisi gibi kompleks konjenital kalp hastalıklarının komponenti olarak da saptanabilmektedir [32]. Kazanılmış pulmoner darlık çok nadir görülmekte olup, romatizmal ateşe ya da metastatik karsinoit sendroma bağlı gelişebilmektedir [3]. Pulmoner stenoz prepulmonik, pulmonik ve subpulmonik olmak üzere üçe ayrılmakta, en sık pulmonik tipte karşılaşılmaktadır. Hafif pulmoner stenozda alan $1 \text{ cm}^2/\text{m}^2$ 'nin üzerinde, orta derece stenozda $0,5-1 \text{ cm}^2/\text{m}^2$ arasında, şiddetli stenozda ise $0,5-1 \text{ cm}^2/\text{m}^2$ 'nin altında açılma alanları saptanmaktadır. Pulmoner stenoz sağ ventrikülde basınç ve volüm artışına neden olmakta ve sağ ventrikül hipertrofisi, dilatasyonu ve disfonksiyonuna yol açmaktadır. Uzun dönemde triküs pit anülüsde sağ ventrikül genişlemesine bağlı genişleme izlenmekte, triküs pit yetmezliğine ve sağ atriyumda genişlemeye neden olmaktadır [1, 18].

Kardiyak BT'de ana ve sol pulmoner arterlerde post stenotik dilatasyon ve sağ ventrikül-

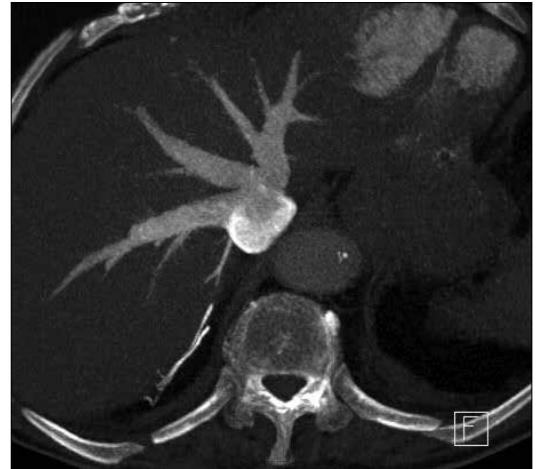
de hipertrofi izlenmektedir (Resim 7). Stenoza bağlı jet akımdan sağ pulmoner arter 90 derece ile çıkış gösterdiğinden etkilenmemekte olup, post stenotik dilatasyon izlenmemektedir [7].

Pulmoner yetmezlik

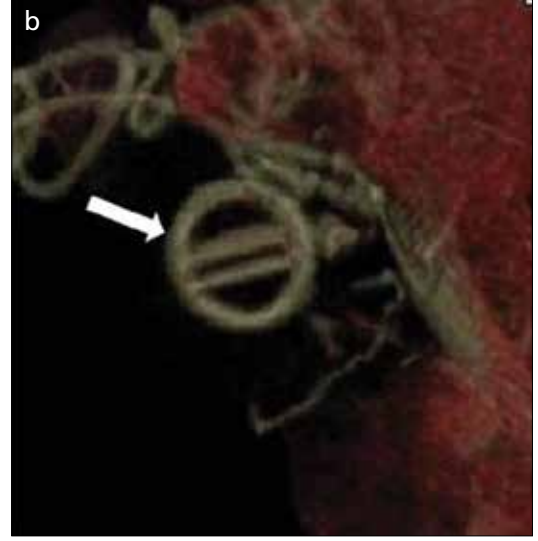
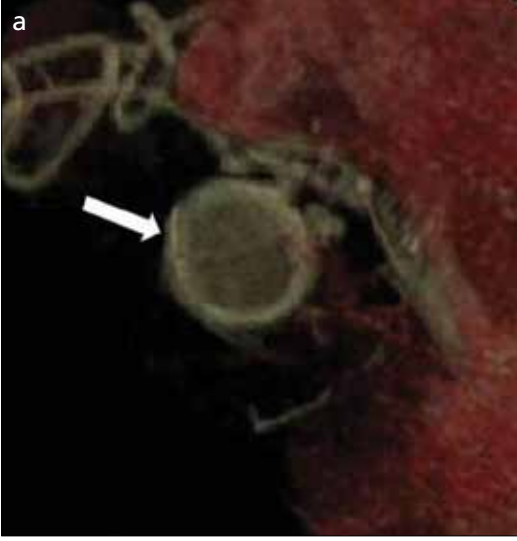
Pulmoner yetmezlik genelde kapakçıklarda dilatasyona neden olan pulmoner hipertansiyon ve Marfan sendromu gibi bozukluklara bağlı görülmektedir. Nadiren, romatizmal ateşe, infektif endokardite ya da karsinoit hastalığına sekonder direkt kapak hasarıyla da gelişmektedir.



Resim 7. Aksiyel görüntüde pulmoner stenozda sekonder sol ana pulmoner arterin genişlediği sağ ana pulmoner arter çapının normal olduğu izlenmektedir.



Resim 8. Sağ ventrikül basınç artışı olan olguda kontrast maddenin inferior vena kava ve hepatic venlere geri kaçı izleniyor.



Resim 9. a, b. Replase kapağın her iki kapakçığının sistolik ve diyastolik fazlarda normal hareketi izleniyor.

Diyastol sonunda kapakçıkların yetersiz apozisyonu, pulmoner arterde dilatasyon, kompensatuvar sağ ventrikül dilatasyonu ve hipertrofisi KBT ile gözlenmektedir.

Triküspit kapak

Triküspit kapak papiller kaslardan, korda tendinealardan, anülüsden ve septal, anterior, posteriyor olmak üzere 3 kapakçıktan oluşmaktadır. Bazen, 3 yerine 2 ya da 4 kapakçık da izlenebilir. Triküspit kapak genellikle mitral kapağa kıyasla daha ince olarak izlenmektedir. Normal triküspit kapak alanı 3-5 cm² arasındadır [1].

Triküspit stenozu

Triküspit darlığı hemen daima romatolojik kalp hastalıklarına bağlıdır. Diğer nedenler arasında infektif endokardit, konjenital triküspit atrezisi ve metastatik karsinoid sendrom yer almaktadır. Romatolojik hastalıklarda triküspit darlığı genellikle mitral ve aortik kapak hastalıkları da eşlik eder.

Valvüler anülüsde daralma, korda tendinealarda ve kapakçıkların kenarlarında füzyon ve kısalma KBT'de izlenmekte olup, sağ atriyumda dilatasyon ve kalınlaşma izlenir [3].

Triküspit yetmezliği

Triküspit yetmezliği en sık olarak artmış pulmoner arteriyel basınca cevaben sağ ventrikül

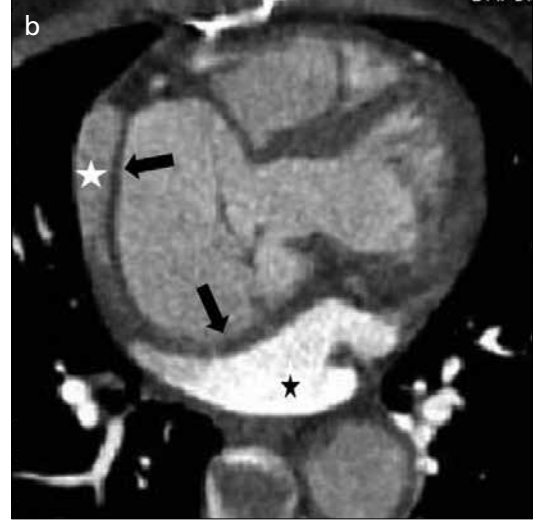
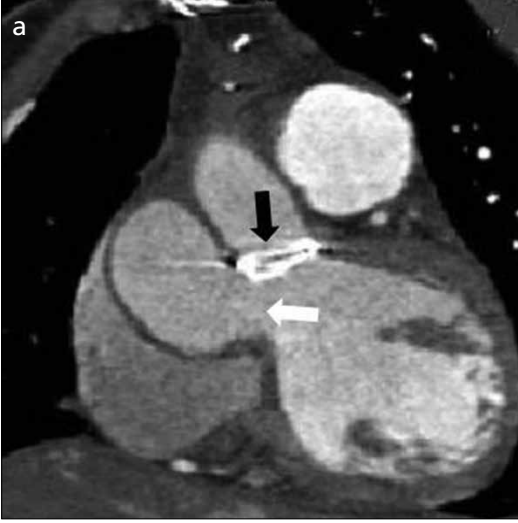
ve triküspit anülüsdeki dilatasyona ve kapakçıkların buna bağlı gerilmesine sekonder gelişmektedir.

Kardiyak BT ile kapakçıklarda diyastol sonunda izlenen apozisyonun kaybolduğu gözlenmekte olup, sağ atriyumda ve ventrikülde dilatasyon, sağ ventrikülde sola deplasman ve interventriküler septumda sola yayılma izlenmektedir [3]. Sağ atriyum ve ventriküldeki basınç artışına sekonder antekübital venden verilen kontrast maddenin ilk geçiş esnasında inferior vena kavaya ve hepatik venlere geçmesi KBT'de izlenebilen diğer bir bulgudur (Resim 8) [33]. Ancak, hastanın şiddetli valsava yapması da bu sonucu doğrulayabileceğinden tetkik öncesinde hastaya derin nefes tutmaması ve çekim esnasında valsava yapmaması söylenmelidir [3].

Replase kapaklar

Yapay kapak replasmanı en sık aort ve mitral kapaklara uygulanmakta olup, yapay kapaklar biyolojik (doku) ve mekanik kapaklar olmak üzere iki tiptir [8]. Kardiyak BT ile uygun pencere genişliği ve seviyesi ayarlanarak ve sine görüntülerin yardımı ile replase kapakların fonksiyonları, hareketleri ve açılma açıları değerlendirilebilmektedir [12, 22].

Replase kapakların farklı tipleri olsa da tüm replase kapaklar için KBT ile temel değeren-



Resim 10. a, b. Koronal oblik reformat görüntüde (a) aortik kapak replasman cerrahisi sonrasında subaortik bölgede gelişen yırtılmaya bağlı (beyaz ok) oluşmuş dev yalancı anevrizma izleniyor. Yalancı anevrizma sağ (beyaz yıldız) ve sol (siyah yıldız) atriyumu itmektedir (b). Yalancı anevrizma (siyah oklar).



Resim 11. a, b. Aksiyel görüntüde (a) paravalvüler kaçış ile uyumlu replase aortik kapağın çevresinden kontrast geçi izleniyor (oklar). Reformat görüntüde (b) paravalvüler kaçışa (ok) eşlik eden parsiyel tromboze yalancı anevrizma (yıldız) ile uyumlu görünüm izlenmektedir.

dirme stratejisi aynıdır. Protezin kapakçık hareketlerinin normal olup olmadığı değerlendirilmeli ve çevre doku ile bağlantılarının korunup korunmadığına bakılmalıdır (Resim 9). Donmuş kapak, kapak dehisanı, psödoanevrizma, endokardit ya da paravalvüler apse varlığı açısından değerlendirme yapılmalıdır (Resim 10). En sık saptanan patoloji donmuş kapak olup, kapakçıkların hareketlerinin yıpranmaya ya da trombus veya kapağa uzanan pannus-fibrotik dokuya sekonder azalması veya tamamen

durmasıdır. Kapak dehisanı da sık izlenmekte olup, replase kapağın yerleştirildiği yerden bölgesel olarak ayrılması ve paravalvüler kaçışa neden olmasıdır (Resim 11).

Sonuç olarak günümüzde KBT endikasyonlarını, kardiyak damarsal yapıların değerlendirilmesi ve konjenital kalp hastalıkları oluşturmaktadır. Damar dışı yapıların değerlendirilmesinde KBT endikasyonu günümüz koşullarında bulunmamakla birlikte, bu tetkik kalbin tüm bölümleri hakkında morfolojik

ve fonksiyonel bilgi sağlamaktadır. Kariyak BT’de uygulanan X-ışını dozu ve kontrast dozunun azaltılması ile bu tetkikin hızlı görüntüleme özelliği ve sağladığı üç boyutlu görüntüleme avantajı ile damar dışı kardiyak görüntüleme de kullanımı artacaktır.

Kaynaklar

- [1]. Ryan R, Abbara S, Colen RR, Arnous S, Quinn M, Cury RC, et al. Cardiac Valve Disease: Spectrum of Findings on Cardiac 64-MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 190: 294-303.
- [2]. Myerson SG. Heart valve disease: investigation by cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson* 2012; 14: 7.
- [3]. Manghat NE, Rachapalli V, Lingen RV, Veitch AM, Roobottom CA, Morgan-Hughes GJ. Imaging the heart valves using ECG-gated 64-detector row cardiac CT. *Br J Radiol* 2008; 81: 275-90.
- [4]. Goo HW, Park IS, Ko JK, Kim YH, Seo DM, Park JJ. Computed tomography for the diagnosis of congenital heart disease in pediatric and adult patients. *Int J Cardiovasc Imaging* 2005; 21: 347-67.
- [5]. Leber AW, Knez A, von Ziegler F, Becker A, Nikolaou K, Paul S, et al. Quantification of obstructive and nonobstructive coronary lesions by 64-slice computed tomography: a comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2005; 46: 147-54.
- [6]. Raff GL, Gallagher MJ, O’Neill WW, Goldstein JA. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2005; 46: 552-7.
- [7]. Chen JJ, Manning MA, Frazier AA, Jeudy J, White CS. CT Angiography of the Cardiac Valves: Normal, Diseased, and Postoperative Appearances. *Radiographics* 2009; 29: 1393-412.
- [8]. Vogel-Claussen J, Pannu H, Spevak PJ, Fishman EK, Bluemke DA. Cardiac Valve Assessment with MR Imaging and 64-Section Multi-Detector Row CT1. *Radiographics* 2006; 26: 1769-84.
- [9]. Gopal A, Mao SS, Karlsberg D, Young E, Waggoner J, Ahmadi N, et al. Radiation reduction with prospective ECG-triggering acquisition using 64-multidetector Computed Tomographic angiography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2009; 25: 405-16.
- [10]. Schuhbäck A, Marwan M, Gauss S, Muschiol G, Ropers D, Schneider C, et al. Interobserver agreement for the detection of atherosclerotic plaque in coronary CT angiography: comparison of two low-dose image acquisition protocols with standard retrospectively ECG-gated reconstruction. *Eur Radiol* 2012; 22: 1529-36.
- [11]. Habets J, Mali WP, Budde RP. Multidetector CT angiography in evaluation of prosthetic heart valve dysfunction. *Radiographics* 2012; 32: 1893-905.
- [12]. Gilkeson RC, Markowitz AH, Balgude A, Sachs PB. MDCT evaluation of aortic valvular disease. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 186: 350-60.
- [13]. Fox CS, Vasan RS, Parise H, Levy D, O’Donnell CJ, D’Agostino RB, et al. Mitral annular calcification predicts cardiovascular morbidity and mortality: the Framingham Heart Study. *Circulation* 2003; 107: 1492-6.
- [14]. Jeon DS, Atar S, Brasch AV, Luo H, Mirocha J, Naqvi TZ, et al. Association of mitral annulus calcification, aortic valve sclerosis and aortic root calcification with abnormal myocardial perfusion single photon emission tomography in subjects age \leq 65 years old. *J Am Coll Cardiol* 2001; 38: 1988-93.
- [15]. Lindroos M, Kupari M, Heikkilä J, Tilvis R. Prevalence of aortic valve abnormalities in the elderly: an echocardiographic study of a random population sample. *J Am Coll Cardiol* 1993; 21: 1220-5.
- [16]. Zeb I, Mao SS, Hamirani YS, Raina S, Kadakia J, Elamir S, et al. Central aortic valve coaptation area during diastole as seen by 64-multidetector computed tomography (MDCT). *Int J Cardiovasc Imaging* 2010; 26: 947-51.
- [17]. Alkadhi H, Wildermuth S, Plass A, Bettex D, Baumert B, Leschka S, et al. Aortic stenosis: comparative evaluation of 16-detector row CT and echocardiography. *Radiology* 2006; 240: 47-55.
- [18]. Koskenvuo JW, Jarvinen V, Parkka JP, Kiviniemi TO, Hartiala JJ. Cardiac magnetic resonance imaging in valvular heart disease. *Clin Physiol Funct Imaging* 2009; 29: 229-40.
- [19]. Johnson PT, Horton KM, Fishman EK. Aortic Valve and Ascending Thoracic Aorta: Evaluation With Isotropic MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 195: 1072-81.
- [20]. de Heer LM, Habets J, Chamuleau SA, Mali WP, van Herwerden LA, Kluijn J, et al. Multidetector row computed tomography assessment of the native aortic and mitral valve: a call for routine assessment of left-sided heart valves during coronary computed tomography. *Cardiol Rev* 2012; 20: 222-9.
- [21]. Hoey ET, Ganeshan A, Nadar SK, Gulati GS. Evaluation of the aortic root with MRI and MDCT angiography: spectrum of disease findings. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199: 175-86.
- [22]. Abbara S, Soni AV, Cury RC. Evaluation of cardiac function and valves by multidetector row computed tomography. *Semin Roentgenol* 2008; 43: 145-53.
- [23]. Rozenshtein A, Buxt LM. Computed tomography and magnetic resonance imaging of patients with valvular heart disease. *J Thorac Imaging* 2000; 15: 252-64.
- [24]. Feuchtner GM, Dichtl W, Müller S, Jodocy D, Schachner T, Klausner A, et al. 64-MDCT for diagnosis of aortic regurgitation in patients referred to CT coronary angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191: 1-7.
- [25]. Alkadhi H, Desbiolles L, Husmann L, Plass A, Leschka S, Scheffel H, et al. Aortic regurgitation: as-

- essment with 64-section CT. *Radiology* 2007; 245: 111-21.
- [26]. Jassal DS, Shapiro MD, Neilan TG, Chaithiraphan V, Ferencik M, Teague SD, et al. 64-slice multidetector computed tomography (MDCT) for detection of aortic regurgitation and quantification of severity. *Invest Radiol* 2007; 42: 507-12.
- [27]. Maganti K, Rigolin VH, Sarano ME, Bonow RO. Valvular heart disease: diagnosis and management. *Mayo Clin Proc* 2010; 85: 483-500.
- [28]. Killeen RP, Arnous S, Martos R, Abbara S, Quinn M, Dodd JD. Chronic mitral regurgitation detected on cardiac MDCT: differentiation between functional and valvular aetiologies. *Eur Radiol* 2010; 20: 1886-95.
- [29]. Tomaru T, Uchida Y, Mohri N, Mori W, Furuse A, Asano K. The multifactorial etiology of mitral valve prolapse, a new entity of postinflammatory mitral valve prolapse. *Herz* 1988; 13: 271-6.
- [30]. Tomaru T, Uchida Y, Mohri N, Mori W, Furuse A, Asano K. Postinflammatory mitral and aortic valve prolapse: a clinical and pathological study. *Circulation* 1987; 76: 68-76.
- [31]. Alkadhi H, Wildermuth S, Bettex DA, Plass A, Baumert B, Leschka S, et al. Mitral regurgitation: quantification with 16-detector row CT--initial experience. *Radiology* 2006; 238: 454-63.
- [32]. Brickner ME, Hillis LD, Lange RA. Congenital heart disease in adults. First of two parts. *N Engl J Med* 2000; 342: 256-63.
- [33]. Groves AM, Win T, Charman SC, Wisbey C, Pepke-Zaba J, Couleden RA. Semi-quantitative assessment of tricuspid regurgitation on contrast-enhanced multidetector CT. *Clin Radiol* 2004; 59: 715-9.

Kalp Kapaklarının Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi

Gonca Eldem, Tuncay Hazırolan

Sayfa 108

Kapak patolojisi şüphesi olan hastaların değerlendirilmesinde, çekim öncesinde “EKG tetikleme” yazılımının parametrelerinin kapak değerlendirilmesine uygun hale getirilmesi gerekmektedir.

Sayfa 109

Değerlendirme aksiyel görüntüler, iki boşluk uzun aks, dört boşluk uzun aks, kısa aks ve sağ ventrikül iki boşluk düzlemler kullanılarak incelenecek kapağa iki düzlemde dik ve kapağa paralel görüntüler üzerinden yapılmalıdır.

Sayfa 109

Kardiyak BT'nin sağladığı en önemli avantaj kalsifikasyonların gösterilebilmesidir.

Sayfa 109

Kapakların KBT ile fonksiyonel değerlendirilmesinde planimetrik yöntem kullanılmaktadır. Bu teknipte, kapağa paralel alınan görüntüler kullanılarak kapağın yeterince açılıp açılmadığı ve tamamen kapanıp kapanmadığı değerlendirilir.

Sayfa 113

KBT ile mitral kapakçıkların, korda tendineaların ve papiller kasların morfolojik özellikleri değerlendirilerek altta yatan etiyolojik faktörün ayırımında yol gösterici olmaktadır. Buna göre valvüler nedenlerde kapakçıklarda kalınlaşma, kalsifikasyon ve uzunluklarında artış izlenirken hareketlerinde prolapsus vardır, buna karşın fonksiyonel nedenlerde kapakçıklar morfolojik olarak normal izlenmekte olup sadece hareketlerinde kısıtlılık izlenmektedir.

Kalp Kapaklarının Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi

Gonca Eldem, Tuncay Hazırolan

1. Kapakların değerlendirilmesinde kontrast madde kullanımı ve çekim tekniği nasıl olmalıdır?
 - a. Kontrastsız
 - b. Bifazik, prospektif EKG tetiklemeli
 - c. Trifazik, retrospektif EKG tetiklemeli
 - d. Bifazik retrospektif EKG tetiklemeli
2. Aşağıdakilerden hangisi kapakların fonksiyonel değerlendirilmesi açısından yanlıştır?
 - a. Kapağa paralel alınan görüntüler üstünden açıklığın ölçülmesine planimetrik yöntem denir
 - b. Fonksiyonel değerlendirmede BT uygun değildir
 - c. Her kapağa özgü düzlemde statik ve sine imajlar değerlendirilmelidir
 - d. Stenoz değerlendirmesi aortik ve pulmoner kapaklarda sistol fazında, mitral ve triküspit kapaklarda ise diyastol fazında yapılır.
3. Aortik kapakla ilgili aşağıdakilerden hangisi doğrudur?
 - a. En sık konjenital darlık nedeni biküspit aortadır
 - b. Dejeneratif nedenler genç hastalarda, romatolojik nedenler yaşlı hastalarda izlenir
 - c. Darlıklarda kalsifikasyon miktarı cerrahi şeklini değiştirmemektedir
 - d. Normal aortik alan 6-8 cm²'dir
4. Replase kapağın yerleştirildiği yerden bölgesel olarak ayrılması BT'de hangi bulguyla izlenir?
 - a. Donmuş kapak
 - b. Kapak üstünde vejetasyonlar
 - c. Paravalvüler kaçak
 - d. Pnömotoraks
5. Hangisi mitral kapakla ilgili yanlıştır?
 - a. 1 cm²'nin altındaki açıklıklar şiddetli stenozdur
 - b. Yetmezliklerde morfolojiye bakılarak altta yatan etiyolojik ayırım yapılamamaktadır
 - c. Yetmezliğin en sık nedeni mitral kapak prolapsusudur
 - d. Stenozlarda ek olarak BT'de sol atriyal dilatasyon, pulmoner ödem, sağ ventrikül hipertrofisi görülür

Atriyal Fibrilasyonlu Hastalarda Radyofrekans Ablasyon Tedavisi Öncesi Pulmoner Venlerin ve Sol Atriyumun Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi

Hayri Oğul, Suat Eren

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Atriyal fibrilasyon
- Ablasyon tedavisi
- Pulmoner venöz anatomi
- Sol atriyum anatomisi
- Çok kesitli bilgisayarlı tomografinin kullanımı
- Kaynaklar

Giris

Pulmoner venler ektopik atriyal elektriksel aktivitenin önemli bir kaynağını oluştururlar. Atriyal fibrilasyona (AF) neden olan ektopik vuruların %90'dan daha fazlası bu venlerden kaynaklanır [1]. Medikal tedaviye dirençli AF'lar perkütanöz radyofrekans (RF) kateter ablasyonu ile tedavi edilebilir. Bu teknikle, sol atriyuma yerleştirilen kateterler vasıtasıyla aritmogenik odağın sol atriyum ile bağlantısı elektriksel olarak kesilir [2, 3]. Bu invazif prosedürün etkinliği, tedavi öncesi doğru haritalama yapmaya ve tedavi esnasında atriyal dokudan elektriksel uyarımların tam olarak kesilmesine bağlıdır [4]. Bu nedenle pulmoner venler ve sol atriyum arasındaki ilişkinin ve pulmoner venöz anatomisinin detaylı olarak bilinmesi tedavinin

başarısı için önemlidir. Bu tedavi prosedürünün son yıllarda çoğunlukla kullanılması da tedavi öncesi vasküler haritalamanın önemini arttırmaktadır.

Atriyal fibrilasyonda ektopik vuruların varyasyonel venlerden de kaynaklanabileceği düşünülürse, pulmoner venlerin sayı ve seyrindeki varyasyonların ortaya konma gerekliliği daha da iyi anlaşılabilir. Literatürde, AF tedavisindeki başarı oranlarının birbirinden anlamlı olarak farklılık göstermesi de, pulmoner venöz anatomideki varyasyonların sıklığı ile ilişkilendirilebilir [4].

Atriyal fibrilasyon

Atriyal fibrilasyon, özellikle yaşlı popülasyonda artan sıklıkla görülen bir ritim bozuk-

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

✉ Hayri Oğul • drhogul@gmail.com

luğudur. Hastalık hızlı ve koordine olmayan elektriksel aktiviteler ile karakterizedir [5]. Morfolojik olarak, normal kalbi olan kişilerde paroksizmal AF'nin ana nedeni pulmoner ven dallarındaki ektojik aktivitedir [1, 6]. Morbidite ve mortaliteye neden olan kardiyak aritmilerin en yaygın formu AF'dir [7]. Altmış beş yaş üstü hastalarda iskemik strokun ana nedenidir. Sigara kullanımı, diabetes mellitus, konjestif kalp yetmezliği, hipertansiyon, koroner arter hastalığı, geçirilmiş miyokart enfarktüsü, sol ventrikül hipertrofisi, kalp kapak hastalıkları ve romatizmal kalp hastalıkları AF riskini arttıran temel nedenlerdir [8]. Tanı elektrokardiyografik (EKG) olarak konulur.

Atriyal fibrilasyonda tedavi yaklaşımı

Atriyal fibrilasyon tedavisinde antiaritmik ilaçlar ve antikoagülasyon ilk tercih edilecek yöntemlerdir. Ancak bu yöntemin proaritmojenik etki ve kanama riskinde artış gibi bazı istenmeyen komplikasyonları mevcuttur [9, 10]. Kardiyoversiyon, kalp pilleri ve defibrilatörler de AF tedavisinde kullanılabilen yöntemlerdir. Kardiyoversiyonda tedavi sonrası rekürens riski yüksek olduğundan kullanımı sınırlıdır [11]. Anormal impuls üreten dokunun çıkarılmasını içeren cerrahi prosedür AF tedavisinde kullanılabilir. Yöntem invazif olduğu için çoğunlukla beraberinde kalp kapak replasmanı uygulanacaksa tercih edilir [12].

Ablasyon tedavisi

Radyofrekans ablasyonda farklı şiddette elektrik akımı kullanılarak tedavi uygulanır. Klinik etkileri ve güvenilirlikleri farklı birkaç çeşit ablasyon tekniği kullanılmaktadır. Pulmoner venler içerisinde fokal ablasyon uygulanabildiği gibi segmental ve halkasal ablasyon teknikleri de kullanılmaktadır [13]. Atriyal fibrilasyonda aritmojenik fokusun kaynağı çoğu zaman pulmoner venler olmakla birlikte, her iki atriyum, sinüs koronaryus, süperior vena kava ve Marshall'ın veni de ektojik vuru kaynağı olabilir [1, 14]. Bu nedenle RF ablasyon tedavisi öncesi kesitsel görüntüleme yöntemleri ile bu anatomik oluşumların ve varyasyon-

larının belirlenmesi tedavinin başarı oranını artırır. Cerrahi prosedürlerde olduğu gibi, RF enerjisi atriyumlarda insizyon oluşturur. Bu nedenle bu prosedürler intraatriyal trombüs riskini artırır. Nispeten yeni bir tedavi prosedürü olan kriyotermal ablasyon tekniğinde endokardın morfolojisi ve bütünlüğü korunduğu için trombüs riski azaltılmıştır [15]. Uzun dönem takip çalışmaları, kriyoablasyon tedavisinin pulmoner ven stenozu ile ilişkisinin olmadığını göstermiştir [16]. Ultrason, mikrodalga ve diyet lazer ablasyon tedavi yöntemleri de AF tedavisinde kullanılacak deneme aşamasındaki alternatif tekniklerdir [13].

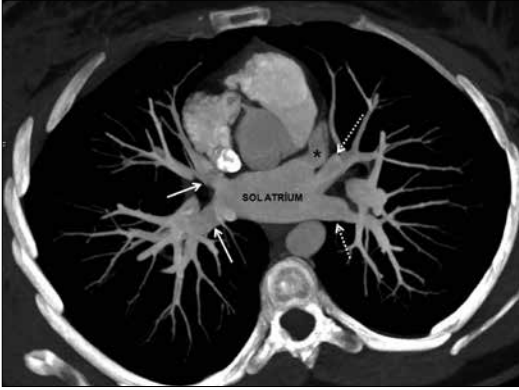
Radyofrekans ablasyon tedavisinin komplikasyonları

Kardiyak aritmiler için uygulanan RF ablasyon tedavisinin komplikasyon oranı %1,67-%5,1 dolaylarında bildirilmiştir [7, 17, 18]. Radyofrekans ablasyon tedavisinin sık görülen komplikasyonları şöyle özetlenebilir; pulmoner ven stenozu, kateterin giriş yerinde hematoma, pulmoner ven trombüsü, pulmoner ven diseksiyonu, pulmoner hipertansiyon, perikardit, EKG'de ST-T dalgasında değişiklikler, sistemik tromboembolizm, hemotoraks, hemoperikardiyum, arteriovenöz fistül, bradikardi ve radyasyon dermatitidir. Pulmoner ven stenozu AF için yapılan RF ablasyon tedavisinde en sık rapor edilen komplikasyon olup, tedaviyi takip eden ilk günlerde gelişmekte ve ilk başlarda görülen ödematöz darlık zamanla yerini fibröz darlığa bırakmaktadır [7]. Tek bir pulmoner ven stenozu çoğu zaman önemli hemodinamik değişikliklere neden olmazken, stenoz multipl sayıda olduğunda hayatı tehdit edici olabilir [19]. Pulmoner ven stenozu durumlarında transözefajial ekokardiyografi (EKG) çoğu zaman stenozla bağlı hemodinamik değişiklikleri gösterirken, bazen de stenozun kendisini gösterebilir. Özellikle, süperior pulmoner venleri gösterebilmekteki yetersizliği bu tekniğin kullanımını sınırlar. Kontrastlı bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) görüntüleme tetkikleri, pulmoner venlerdeki bir ya da daha fazla stenozu başarılı bir şekilde gösterebilir. Bu amaçla kateter anjiyografi de kullanılabilir. Ancak, yöntemin invazif olması

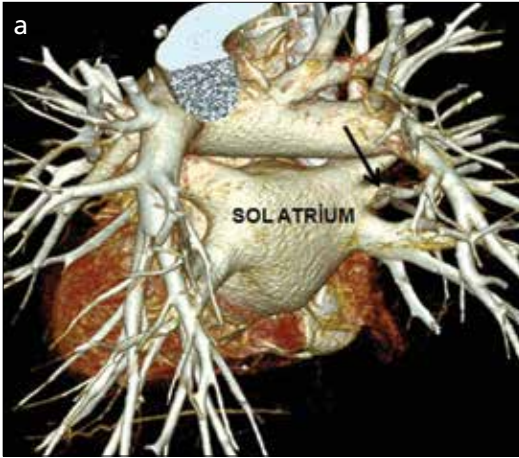
çoğu zaman kullanımını sınırlandırır. Pulmoner vendeki trombüs ve buna sekonder gelişen pulmoner enfarkt prosedürün diğer önemli komplikasyonudur. Bu önemli komplikasyon daha nadir görülmekte olup, tedavi edilmezse hayatı tehdit edici olabilir.

Pulmoner venöz anatomi

Pulmoner venler gebeliğin 4. haftasında tek bir ana pulmoner venden orjinal olarak gelişmeye başlar. Normal pulmoner venöz anatomi ikisi sağda ve ikisi solda olmak üzere 4 venden oluşur.



Resim 1. Sol atriyum ve pulmoner venlerin normal anatomisi. Aksiyel maksimum intensite projeksiyon görüntüde sol atriyum ayrı ayrı drene olan ikisi sağda (oklar) ve ikisi solda (kesintili oklar) toplam dört adet pulmoner ven izleniyor. Sol superior pulmoner venin önünde atriyal appendiks (yıldız) yer almaktadır.



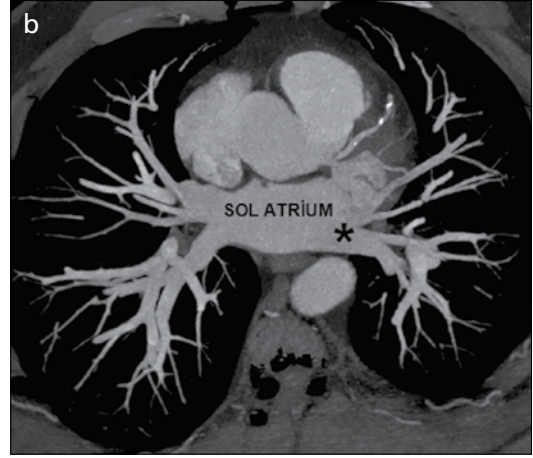
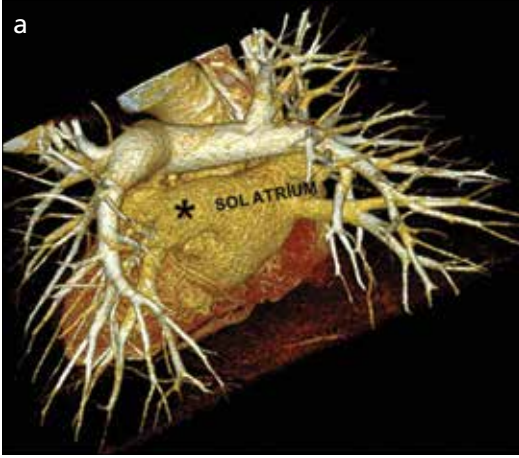
şur. Bu dört ven de ayrı ayrı orifislerle sol atriyuma açılırlar (Resim 1). Superior pulmoner venler eşlik eden pulmoner arterlerin önünde aşağı doğru seyir gösterirken, inferior pulmoner venler eşlik eden bronşun altında yukarı doğru seyirlidir. Araştırmacılar bu temel anatomik paterni farklı hasta gruplarında farklı oranlarda bulmuş olup, bu da görüntüleme modalitelerinin farklılığı ve venöz ostiumların tanımlanmasındaki yetersizlikle ilişkilendirilmiştir [13, 20]. Pulmoner venlerin preosteal kısmının uzunluğu, dallanma paternleri ve sayısı anatomik olarak varyasyon gösterebilir. İlave venöz bir orifisin aritmojenik bir fokus kaynağı olabileceği düşünülürse, ablasyon tedavisinde detaylı anatomik haritalamanın önemi daha iyi anlaşılabilir.

Aksesuar pulmoner venler

Aksesuar ya da fazladan pulmoner ven anomalisinde sol atriyuma ayrı orifisle açılan ilave pulmoner venler vardır. Pulmoner ven sayısındaki bu artış sağda daha sık görülür. Sağ orta lob pulmoner ven varyasyonu en sık görülen aksesuar ven varyasyonudur (Resim 2a, b). Burada sağ akciğer orta lobunu drene eden ayrı bir pulmoner ven mevcut olup, söz konusu aksesuar ven azalan sıklık sırasına göre sağ superior pulmoner ven içine, ayrı bir orifisle sol atriyum içerisine veya sağ inferior pulmoner ven içerisine drene olabilir [7]. Bu venin görüntüleme modaliteleri ile gösterilip raporlanması önemlidir, çünkü sıklıkla atriyal aritmi kaynağı olmaya



Resim 2. a, b. Sol atriyumun posteriyor yaklaşımla üç boyutlu volüm taramalı görüntüsünde (a) sağ superior ve inferior pulmoner venler arasında sol atriyuma direkt drene olan aksesuar sağ orta lob pulmoner veni (siyah ok) izleniyor. Koronal maksimum intensite projeksiyon görüntüde (b) de aksesuar orta lob veni (beyaz ok) açıkça izleniyor.



Resim 3. a, b. Sol atriyumun posterolateral yaklaşımla üç boyutlu volüm taramalı görüntüsünde (a) sol süperior ve inferior pulmoner venlerin sol atriyum varmadan önce birleşerek tek kök (yıldız) oluşturdukları izlenmektedir. Aksiyel maksimum intensite projeksiyon görüntüde (b) de sol pulmoner venlerin tek trunkus (yıldız) oluşturdukları seçilebilmektedir.

meyllidir [21]. Ablasyon tedavisi sonrası sağ inferior pulmoner vende stenoz ortaya çıkarsa bu ven sayesinde kompensatuvar olarak yeterli akım sağlanabilir [13]. Sağda birden fazla aksesuar pulmoner ven olabilir. Sağda ikiden fazla aksesuar ven varyasyonu için literatürde sınırlı sayıda rapor mevcuttur. Sağ akciğerin üst lobunu drene eden aksesuar apikal pulmoner ven varyasyonu görüntüleme çalışmalarında düşük sıklıkta tespit edilmiş olup, kalibrasyonunun düşük olması nedeniyle çok düşük oranda ekto-pik vuru kaynağı olabileceği bildirilmiştir [13]. Ekto-pik vuru kaynağı olarak belirtilebilecek aksesuar venlerden bir tanesi de sol akciğer lingular segmentini drene eden aksesuar lingular ven varyasyonudur. Bu varyasyona, sağ akciğer orta ve apikal lob ven varyasyonlarına kıyasla daha az sıklıkta rastlanır.

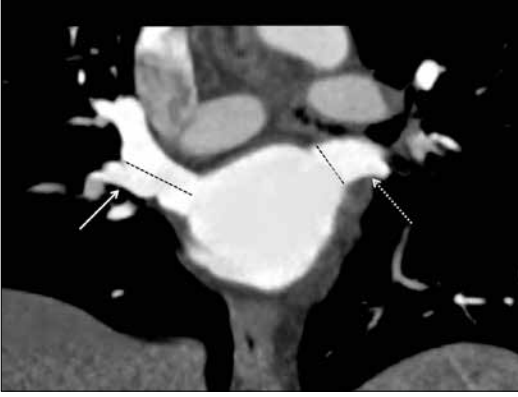
Pulmoner ven dallanmasındaki yetersizlikler

Pulmoner venlerde aksesuar ven varyasyonlarına ilave olarak, sol atriyuma girmeden önce pulmoner ven dallarının erken birleşmesinden kaynaklanan ana ostium varyasyonları da mevcuttur. Bu anomalide aynı taraf süperior ve inferior pulmoner venler birleşip tek bir trunkus oluştururlar (Resim 3a, b). Bazen de süperior pulmoner venlerin her ikisi ya da inferior pulmoner venlerin her ikisi birleşip tek bir kök oluşturur. Simetrik ya da asimetrik birleşme

söz konusu olabilir. Bu varyasyon sol tarafta ve özellikle süperior ve inferior pulmoner venler arasında daha sık bulunmuştur [4, 7, 20, 22, 23].

Pulmoner venlerin osteal anatomisi ve varyasyonları

Radyofrekans ablasyonu için kateter seçiminde önemli olduğundan pulmoner venlerin ostiyumlarının çapını ve pulmoner ven gövdesinin uzunluğunu prosedür öncesi kesitsel görüntülemelerde özellikle belirtmek gerekir (Resim 4, 5). **Prosedür öncesi pulmoner ven ostiyumunun çapını vermek, seçilecek kateterin çapını belirlediği gibi RF ablasyon için seçilecek damarı da belirler. Bir cm çapın altındaki ostiyumlara uygulanan ablasyon tedavisi sonrası bu ostiyumlarda stenoz riski arttığı için, çoğu klinisyen bu damarlara kateter yerleştirmekten kaçınır.** Normalde süperior pulmoner venlerin ostiyumları inferior pulmoner ven ostiyumlarından daha geniştir. Aynı zamanda süperior pulmoner ven trunkusları da inferior venlere kıyasla daha uzundur. Pulmoner ven ostiyumları sıklıkla oval şekilli olduğu için reformasyon görüntüleriyle bunları net olarak ortaya koymak mümkün olabilmektedir [24]. Kardiyak siklusun fazı pulmoner ven ostiyumlarının genişliğinde anlamlı değişikliklere neden olduğu için ölçümlerin tamamının aynı fazda yapılması önerilmektedir [25]. Sol pulmoner venlerin çoğu oval şekilli olduğu



Resim 4. Sol atriyum düzeyinden geçen koronal plan BT kesitinde sağ süperior pulmoner ven (ok) gövdesinin uzunluğu (uzun kesintili çizgi) ve sol süperior pulmoner ven (kesintili ok) ostiyumunun çapı (kısa kesintili çizgi) gösterilmektedir.

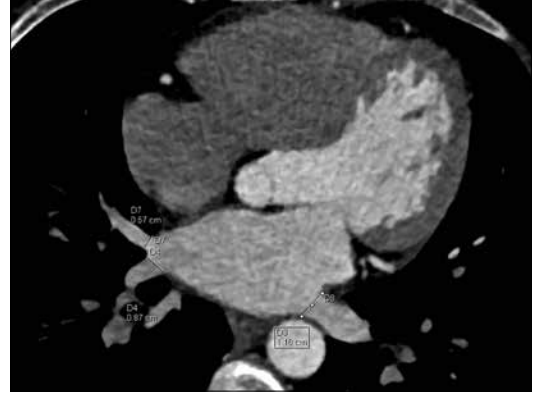
için pulmoner ven ostiyumlarının ölçümünde venöz ostial indeks ölçüm yöntemi geliştirilmiştir. Bu ölçüm yönteminde pulmoner ven ostiyumunun süperoinferior çapı ile anteroposterior çapı birbirine oranlanmaktadır [26]. Oval şekilli ostiyumların ölçümlerinde kesitsel görüntüleme yöntemleri projeksiyon görüntüleme yöntemlerine üstündür. Pulmoner ven ostiyum çaplarının normal popülasyona göre AF'li hastalarda daha geniş olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur [27, 28].

Pulmoner venlerde erken dallanma

Erken pulmoner ven dallanma paterni ana pulmoner venin ostiyumundan itibaren 5 mm'lik segment ya da pulmoner ven bifürkasyonuna kadar 10 mm'lik segmentin varlığı olarak tanımlanır [29]. Erken dallanma gösteren pulmoner venlerde stenoza meyil daha sık olduğu için pulmoner venlerin erken dallanma paternlerinin işlem öncesi belirlenmesi işlem sonrası komplikasyon riskini azaltmaktadır.

Pulmoner ven oryantasyonu

Süperior ve inferior pulmoner venler sol atriya farklı açılarla drene olurlar. Bu konuda yapılan bir çalışmada araştırmacılar, süperior pulmoner venlerin horizontal planda inferior pulmoner venlere göre daha yüksek bir açı ile sol atriya girdiğini göstermişlerdir [6]. Pulmoner venlerin oryantasyonunun ve sol atriya ile ilişkisinin prosedür öncesi bilinmesi,



Resim 5. Sol atriyum düzeyinden geçen aksiyel BT kesitinde sol atriya drene olan pulmoner venlerin ostiyumlarının çaplarının ölçümü gösterilmektedir.

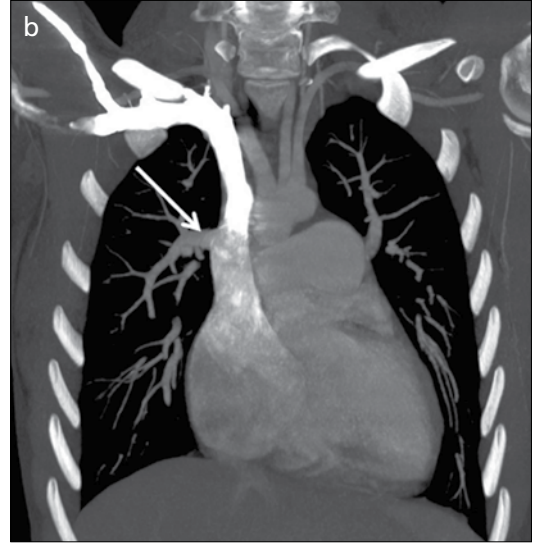
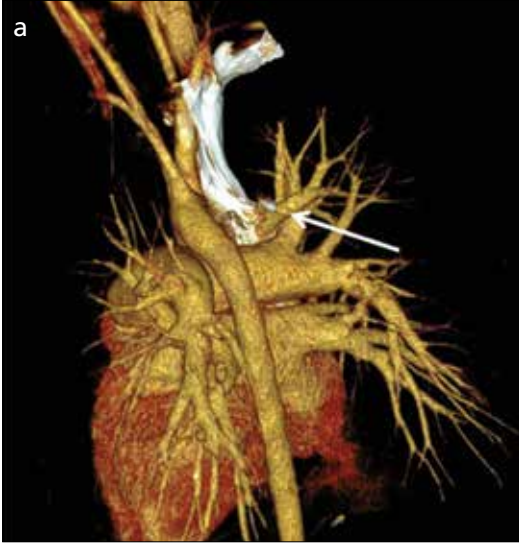
RF ablasyonu için kateter uygulamasını kolaylaştırır. Söz konusu vasküler oryantasyonlar prosedür öncesi çok kesitli BT uygulamaları ile başarı gösterilebilir.

Anormal pulmoner venöz dönüş anomali

Pulmoner venlerin sol atriya başka bir yere drene olması anormal pulmoner venöz dönüş anomali olarak adlandırılır (Resim 6a, b). Parsiyel venöz dönüş anomalisinde sol atriya drene olan en az bir pulmoner ven vardır. Sol atriya drene olan pulmoner ven yoksa, toplam anormal pulmoner venöz dönüş anomali var demektir.

Sol atriyumun anatomisi

Sol atriyum kardiyologlar ve girişimsel radyologlar için çok önemli bir anatomik oluşumdur. Sol atriyum vestibül, apendiks ve venöz komponentlerden oluşur. Her bir köşesinde pulmoner ven orifislerinin yer aldığı venöz komponent posteriyorde lokalizedir. Sol atriyal vestibül ve venöz komponent düz bir yüzeye sahiptir. Sol atriyal apendiks trabeküler yüzeyli olup, dar bir boyuna sahip olması bu anatomik lokalizasyonda trombüs birikimi için potansiyel bir tehlike oluşturur [24]. Radyofrekans ablasyon tedavisi kontrendikasyon teşkil ettiği için atriyal apendiks ve vestibülde trombüsün olup olmadığı, ablasyon prosedürü öncesi mutlaka belirtilmelidir [30].



Resim 6. a, b. Kalbin ve ana damarların posterolateral yaklaşımla üç boyutlu volüm taramalı görüntüsünde (a) sağ akciğer üst lobunun venöz drenajının bir kısmının (beyaz ok) vena kava superior olduğu izlenmektedir. Koronal maksimum intensite projeksiyon görüntüde (b) de anormal pulmoner venöz dönüş (beyaz ok) açıkça izlenmektedir.

Radyofrekans ablasyon prosedürü öncesi sol atriyumun çapının, volümünün ve komşu anatomik yapılarla ilişkisinin de belirlenmesi gerekir. Sağlıklı bireylerde sol atriyumun ortalama çap ve kapasitesini gösteren çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalar, çoğunlukla kardiyak MR ve EKG teknikleri ile yapılmış olup, sol atriyumun maksimal genişliği transfer planında 5,2 cm, longitudinal planında ise 5,9 cm olarak ölçülmüştür [31]. İdyopatik atriyal fibrilasyonlu hastalar, sağlıklı bireylerle karşılaştırıldığında sol atriyum longitudinal çapının daha geniş olduğu bulunmuştur [26].

Radyofrekans ablasyonu esnasında çevreye termal enerji yayıldığı için atrioözofageal fistül riski prosedürün iyi bilinen bir komplikasyonudur [32]. Her ne kadar paraözofageal yağ planları termal enerjiyi yalıtırsa da, sol atriyumun orta posteriyör duvarı seviyesinde paraözofageal yağ planlarının olmaması bu riski arttırmaktadır [33].

Çok kesitli bilgisayarlı tomografinin kullanımı

Selektif kateter anjiyografi invazif olmasının yanında, projeksiyon hataları nedeniyle yanlış ölçümlere neden olduğundan RF ablasyon uygulanan olgularda tercih edilmez. Ekokardi-

yografide ise operatör bağımlı bir teknik olmasının yanında pulmoner venöz anatomiye boylu boyunca gösterememesi onun bu alandaki kullanımını sınırlar. **Bilgisayarlı tomografi ve MR anjiyografi, RF ablasyon öncesi pulmoner venöz anatomiye ve sol atriyal anatomiye göstermek için en uygun görüntüleme modaliteLERİDİR. Gadolinyumlu MR anjiyografi çok kesitli BT ile karşılaştırıldığında daha düşük geometrik rezolüsyona sahiptir.** Bunun yanında kalp pili bulunan olgularda da MR anjiyografi uygulamaları problemlere neden olabilir.

Atriyal fibrilasyon için RF ablasyon tedavisi öncesi, sol atriyum ve pulmoner venleri görüntülemek için intravenöz kontrast madde verildikten sonra çok kesitli BT taraması yapılmalıdır. Bunun için non-iyonik kontrast maddenin 125 mL'si 4 mL/sn hızda gidecek şekilde enjekte edilir. Çekim protokolünde EKG tetikleme zorunlu olmamakla birlikte, normal sinüs ritimli paroksizmal AF'li ya da kalp hızı dakikada 93 vurdan daha az olan stabil AF'li olgularda daha iyi görüntüler elde edebilmek için tetikleme yapılmalıdır [34]. Tarama arkus aorta seviyesinden başlatılır ve tek nefes tutma süresinde tüm kalp taranır. İki buçuk mm'lik bir kolimasyon pulmoner venleri ve sol atriyumu değerlendirmek için uygundur. Mediasten

ve akciğer parankim penceresinde elde olunan görüntüler işlem sonrası değerlendirmeler için iş istasyonlarına transfer edilir. **Sol atriyumun ve pulmoner venlerin değerlendirilmesinde ve venöz ostiyumların ölçümünde üç boyutlu ve multiplanar reformasyon görüntüler kullanılmaktadır.**

Çok kesitli BT vasküler anatomiye non-invazif olarak detaylı bir şekilde gösterebildiği için kardiyolog için kılavuz olarak kullanılabilir. **Atriyal fibrilasyon için RF ablasyon prosedürü öncesi uygulanan çok kesitli BT ile pulmoner venlerin sayısı, seyri, boyutu ve drenaj yeri ortaya konularak ablasyon prosedüründe kullanılacak kateterin boyutları belirlenir.** Radyofrekans ablasyon uygulayacak kardiyoloğun radyologtan bazı beklentileri vardır. Bunların başlıcaları: Pulmoner venlerin normal anatomisi ve varyasyonları, pulmoner venin ilk ve ana segmentinin uzunluğu, her bir venin ostiyumunun morfolojisi ve çapı, aksesuar veya fazladan pulmoner venin olup olmaması, sol atriyumun çapı, sol atriyal apendikte trombusun olup olmaması, pulmoner venler ve sol atriyum posteriyor duvarına göre özofagus seyrinin anatomik detayları ve pulmoner venlerin dallanma yetersizliği gibi varyasyonların mevcudiyetidir. Epikardiyal ve endokardiyal volüm taramalı görüntüler daha iyi anatomik oryantasyon sağladığından işlem sonrası değerlendirmelere ilave edilmelidir [34]. Epikardiyal volüm tarama sayesinde sol atriyumun şekli ve boyutu, pulmoner venlerin sayı ve angülasyonu ve ostial dalların lokalizasyonları açıkça görüntülenir. Endokardiyal volüm taramalı görüntüler anatomiye intraatriyal perspektiften görme imkanı sağlar. Pulmoner ven ostiyumları en iyi bu teknikle değerlendirilir. Teknikle pulmoner ven ostiyumlarının çapının yanında çevresi de ölçülür. Ayrıca venöz ostiyumlar arasındaki çıkıntılar ve interostiyal mesafeler daha kesin değerlendirilir.

Sonuç

Kardiyoversiyon ve medikal tedaviye dirençli AF tedavisinde RF ablasyon prosedürü artan sıklıkta kullanılmaktadır. Bu olgularda sol atriyum ve pulmoner venlerin detaylı ana-

tomisinin bilinmesi RF ablasyon tedavisinin başarısı için kritik öneme sahiptir. Çok kesitli BT anjiyografi ile sol atriyum ve pulmoner venlerin anatomik oryantasyonunun gösterilmesi, pulmoner venlerdeki varyasyonların ortaya konması, pulmoner ven ostiyumlarının üç boyutlu reformasyon görüntüleri ile gerçek morfolojinin ve boyutların belirlenmesi ve sol atriyum ile özofagus ilişkisinin değerlendirilmesi yüksek geometrik çözünürlükle mümkündür. Bu sayede AF'li olgularda prosedür öncesi çok kesitli BT anjiyografi RF ablasyon tedavisinin başarı şansını arttırmakta ve işlem sonrası komplikasyon riskini azaltmaktadır.

Kaynaklar

- [1]. Haïssaguerre M, Jaïs P, Shah DC, Takahashi A, Hocini M, Quiniou G, et al. Spontaneous initiation of atrial fibrillation by ectopic beats originating in the pulmonary veins. *N Engl J Med* 1998; 339: 659-66.
- [2]. de Roos A, Kroft LJ, Bax JJ, Lamb HJ, Geleijns J. Cardiac applications of multislice computed tomography. *Br J Radiol* 2006; 79: 9-16.
- [3]. Pappone C, Rosanio S, Oreto G, Tocchi M, Gugliotta F, Vicedomini G, et al. Circumferential radiofrequency ablation of pulmonary vein ostia: A new anatomic approach for curing atrial fibrillation. *Circulation* 2000; 102: 2619-28.
- [4]. Marom EM, Herndon JE, Kim YH, McAdams HP. Variations in pulmonary venous drainage to the left atrium: implications for radiofrequency ablation. *Radiology* 2004; 230: 824-9.
- [5]. Ravenel JG, McAdams HP. Pulmonary venous infarction after radiofrequency ablation for atrial fibrillation. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 178: 664-6.
- [6]. Ho SY, Sanchez-Quintana D, Cabrera JA, Anderson RH. Anatomy of the left atrium: implications for radiofrequency ablation of atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1999; 10: 1525-33.
- [7]. Ghaye B, Szapiro D, Dacher JN, Rodriguez LM, Timmermans C, Devillers D, et al. Percutaneous ablation for atrial fibrillation: the role of cross-sectional imaging. *Radiographics* 2003; 23: 19-33.
- [8]. Benjamin EJ, Wolf PA, D'Agostino RB, Silbershatz H, Kannel WB, Levy D. Impact of atrial fibrillation on the risk of death: the Framingham Heart Study. *Circulation* 1998; 98: 946-52.
- [9]. Chaudhry GM, Haffajee CI. Antiarrhythmic agents and proarrhythmia. *Crit Care Med* 2000; 28: 158-64.
- [10]. Haïssaguerre M, Jaïs P, Shah DC, Arentz T, Kalusche D, Takahashi A, et al. Catheter ablation of chronic atrial fibrillation targeting the reinitiating triggers. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2000; 11: 2-10.

- [11]. Lombardi F, Colombo A, Basilico B, Ravaglia R, Garbin M, Vergani D, et al. Heart rate variability and early recurrence of atrial fibrillation after electrical cardioversion. *J Am Coll Cardiol* 2001; 37: 157-62.
- [12]. Cox JL, Boineau JP, Schuessler RB, Kater KM, Lappas DG. Five-year experience with the maze procedure for atrial fibrillation. *Ann Thorac Surg* 1993; 56: 814-24.
- [13]. Maksimović R, Dill T, Ristić AD, Seferović PM. Imaging in percutaneous ablation for atrial fibrillation. *Eur Radiol* 2006; 16: 2491-504.
- [14]. Kholová I, Kautzner J. Morphology of atrial myocardial extensions into human caval veins: a post-mortem study in patients with and without atrial fibrillation. *Circulation* 2004; 110: 483-8.
- [15]. Timmermans C, Rodriguez LM, Medeiros A, Crijns HJ, Wellens HJ. Radiofrequency catheter ablation of idiopathic ventricular tachycardia originating in the main stem of the pulmonary artery. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2002; 13: 281-4.
- [16]. Tse HF, Reek S, Timmermans C, Lee KL, Geller JC, Rodriguez LM, et al. Pulmonary vein isolation using transvenous catheter cryoablation for treatment of atrial fibrillation without risk of pulmonary vein stenosis. *J Am Coll Cardiol* 2003; 42: 752-8.
- [17]. Scheinman MM, Huang S. The 1998 NASPE prospective catheter ablation registry. *Pacing Clin Electrophysiol* 2000; 23: 1020-8.
- [18]. Hindricks G. Incidence of complete atrioventricular block following attempted radiofrequency catheter modification of the atrioventricular node in 880 patients. Results of the Multicenter European Radiofrequency Survey (MERFS) The Working Group on Arrhythmias of the European Society of Cardiology. *Eur Heart J* 1996; 17: 82-8.
- [19]. Robbins IM, Colvin EV, Doyle TP, Kemp WE, Loyd JE, McMahon WS, et al. Pulmonary vein stenosis after catheter ablation of atrial fibrillation. *Circulation* 1998; 98: 1769-75.
- [20]. Mansour M, Holmvang G, Sosnovik D, Migrino R, Abbara S, Ruskin J, et al. Assessment of pulmonary vein anatomic variability by magnetic resonance imaging: implications for catheter ablation techniques for atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2004; 15: 387-793.
- [21]. Burgstahler C, Trabold T, Kuettner A, Kopp AF, Mewis C, Kuehlkamp V, et al. Visualization of pulmonary vein stenosis after radio frequency ablation using multi-slice computed tomography: initial clinical experience in 33 patients. *Int J Cardiol* 2005; 102: 287-91.
- [22]. Kato R, Lickfett L, Meininger G, Dickfeld T, Wu R, Juang G, et al. Pulmonary vein anatomy in patients undergoing catheter ablation of atrial fibrillation: lessons learned by use of magnetic resonance imaging. *Circulation* 2003; 107: 2004-10.
- [23]. Jongbloed MR, Lamb HJ, Bax JJ, Schuijf JD, de Roos A, van der Wall EE, et al. Noninvasive visualization of the cardiac venous system using multislice computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2000; 45: 749-53.
- [24]. Saremi F, Krishnan S. Cardiac conduction system: anatomic landmarks relevant to interventional electrophysiologic techniques demonstrated with 64-detector CT. *Radiographics* 2007; 27: 1539-67.
- [25]. Choi SI, Seo JB, Choi SH, Lee SH, Do KH, Ko SM, et al. Variation of the size of pulmonary venous ostia during the cardiac cycle: optimal reconstruction window at ECG-gated multi-detector row CT. *Eur Radiol* 2005; 15: 1441-5.
- [26]. Maksimović R, Cademartiri F, Scholten M, Jordaens LJ, Pattynama PM. Sixteen-row multislice computed tomography in the assessment of pulmonary veins prior to ablative treatment: validation vs conventional pulmonary venography and study of reproducibility. *Eur Radiol* 2004; 14: 369-74.
- [27]. Lin WS, Prakash VS, Tai CT, Hsieh MH, Tsai CF, Yu WC, et al. Pulmonary vein morphology in patients with paroxysmal atrial fibrillation initiated by ectopic beats originating from the pulmonary veins: implications for catheter ablation. *Circulation* 2000; 101: 1274-81.
- [28]. Schwartzman D, Lacomis J, Wigginton WG. Characterization of left atrium and distal pulmonary vein morphology using multidimensional computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2003; 41: 1349-57.
- [29]. Wood MA, Wittkamp M, Henry D, Martin R, Nixon JV, Shepard RK, et al. A comparison of pulmonary vein ostial anatomy by computerized tomography, echocardiography, and venography in patients with atrial fibrillation having radiofrequency catheter ablation. *Am J Cardiol* 2004; 93: 49-53.
- [30]. Ren JF, Marchlinski FE, Callans DJ, Zado ES. Intracardiac Doppler echocardiographic quantification of pulmonary vein flow velocity: an effective technique for monitoring pulmonary vein ostia narrowing during focal atrial fibrillation ablation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2002; 13: 1076-81.
- [31]. Lickfett L, Kato R, Tandri H, Jayam V, Vasamreddy CR, Dickfeld T, et al. Characterization of a new pulmonary vein variant using magnetic resonance angiography: incidence, imaging, and interventional implications of the "right top pulmonary vein". *J Cardiovasc Electrophysiol* 2004; 15: 538-43.
- [32]. Mönnig G, Wessling J, Juergens KU, Milberg P, Ribbing M, Fischbach R, et al. Further evidence of a close anatomical relation between the oesophagus and pulmonary veins. *Europace* 2005; 7: 540-5.
- [33]. Lemola K, Sneider M, Desjardins B, Case I, Han J, Good E, et al. Computed tomographic analysis of the anatomy of the left atrium and the esophagus: implications for left atrial catheter ablation. *Circulation* 2004; 110: 3655-60.
- [34]. Lacomis JM, Wigginton W, Fuhrman C, Schwartzman D, Armfield DR, Pealer KM. Multi-detector row CT of the left atrium and pulmonary veins before radio-frequency catheter ablation for atrial fibrillation. *Radiographics* 2003; 35: 50.

Atriyal Fibrilasyonlu Hastalarda Radyofrekans Ablasyon Tedavisi Öncesi Pulmoner Ven ve Sol Atriyumun Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi

Hayri Oğul, Suat Eren

Sayfa 121

Atriyal fibrilasyonda ektopik vuruların varyasyonel venlerden de kaynaklanabileceği düşünülürse, pulmoner venlerin sayısı ve seyriindeki varyasyonların ortaya konma gerekliliği daha da iyi anlaşılabilir. Literatürde, AF tedavisindeki başarı oranlarının birbirinden anlamlı olarak farklılık göstermesi de, pulmoner venöz anatomideki varyasyonların sıklığı ile ilişkilendirilebilir.

Sayfa 124

Prosedür öncesi pulmoner ven ostiyumunun çapını vermek, seçilecek kateterin çapını belirlediği gibi RF ablasyon için seçilecek damarı da belirler. Bir cm çapın altındaki ostiyumlara uygulanan ablasyon tedavisi sonrası bu ostiyumlarda stenoz riski arttığı için, çoğu klinisyen bu damarlara kateter yerleştirmekten kaçınır.

Sayfa 126

Bilgisayarlı tomografi ve MR anjiyografi, RF ablasyon öncesi pulmoner venöz anatomiyi ve sol atriyal anatomiyi göstermek için en uygun görüntüleme modaliteleridir. Gadolinyumlu MR anjiyografi çok kesitli BT ile karşılaştırıldığında daha düşük geometrik rezolüsyona sahiptir.

Sayfa 127

Sol atriyumun ve pulmoner venlerin değerlendirilmesinde ve venöz ostiyumların ölçümünde üç boyutlu ve multiplanar reformasyon görüntüleri kullanılmalıdır.

Sayfa 127

Atriyal fibrilasyon için RF ablasyon prosedürü öncesi uygulanan çok kesitli BT ile pulmoner venlerin sayısı, seyri, boyutu ve drenaj yeri ortaya konularak ablasyon prosedüründe kullanılacak kateterin boyutları belirlenir.

Atriyal Fibrilasyonlu Hastalarda Radyofrekans Ablasyon Tedavisi Öncesi Pulmoner Ven ve Sol Atriyumun Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi

Hayri Oğul, Suat Eren

1. Morfolojik olarak kalbi normal olan kişilerde paroksizmal atriyal fibrilasyonun ana nedeni nedir?
 - a. Pulmoner arter dallarındaki ektopik aktivite
 - b. Pulmoner ven dallarındaki ektopik aktivite
 - c. İnférieur vena kavadaki ektopik aktivite
 - d. Sağ ventriküldeki ektopik aktivite
2. Atriyal fibrilasyonda uygulanan radyofrekans ablasyon tedavisinin en sık komplikasyonu hangisidir?
 - a. Pulmoner ven diseksiyonu
 - b. Atriyal trombüs
 - c. Pulmoner ven stenozu
 - d. Pulmoner ven embolisi
3. En sık görülen aksesuar pulmoner ven varyasyonu hangisidir?
 - a. Sağ akciğer orta lob pulmoner veni
 - b. Sağ akciğer üst lob apikal segment pulmoner veni
 - c. Sol akciğer üst lob apikoposteriyör segment pulmoner veni
 - d. Sol akciğer lingular segment pulmoner veni
4. Pulmoner ven ostiyumunun çapı kaç cm'nin altında olursa RF ablasyon işlemi sonrası ostiyumlarda stenoz riski artar?
 - a. 4 cm
 - b. 3 cm
 - c. 2 cm
 - d. 1 cm
5. Radyofrekans ablasyon tedavisi öncesi ve sonrasında yüksek geometrik rezolüsyonu ve multiplanar reformat görüntüler elde edebilme yeteneği ile sol atriyumun ve pulmoner venlerin değerlendirilmesinde kullanılabilir en uygun radyolojik modalite hangisidir?
 - a. Kateter anjiyografi
 - b. Transözofageal ultrasonografi
 - c. Ekokardiyografi
 - d. Çok kesitli bilgisayarlı tomografi

Miyokardiyal Perfüzyon ve Geç Kontrastlanma

Adem Kırış¹, Serkan Arıbal²

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, kompanse edilebilir 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 geliştirilmiştir.

¹Mehmet Akif Ersoy Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye
²Gülhane 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 kullanılabilecek 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 kaçınılması 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

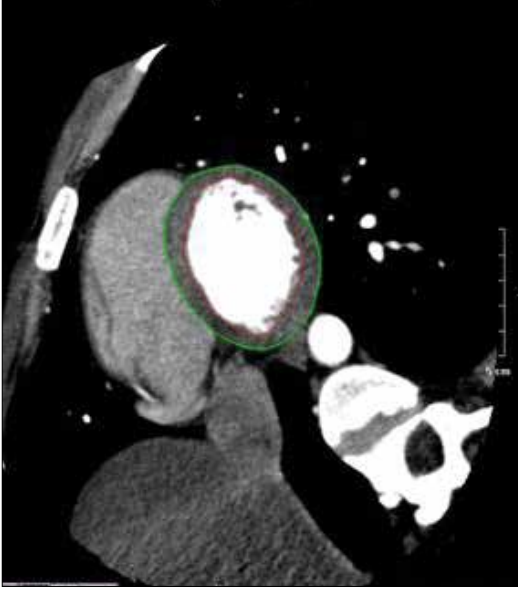
Görüntü rekonstrüksiyonu

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

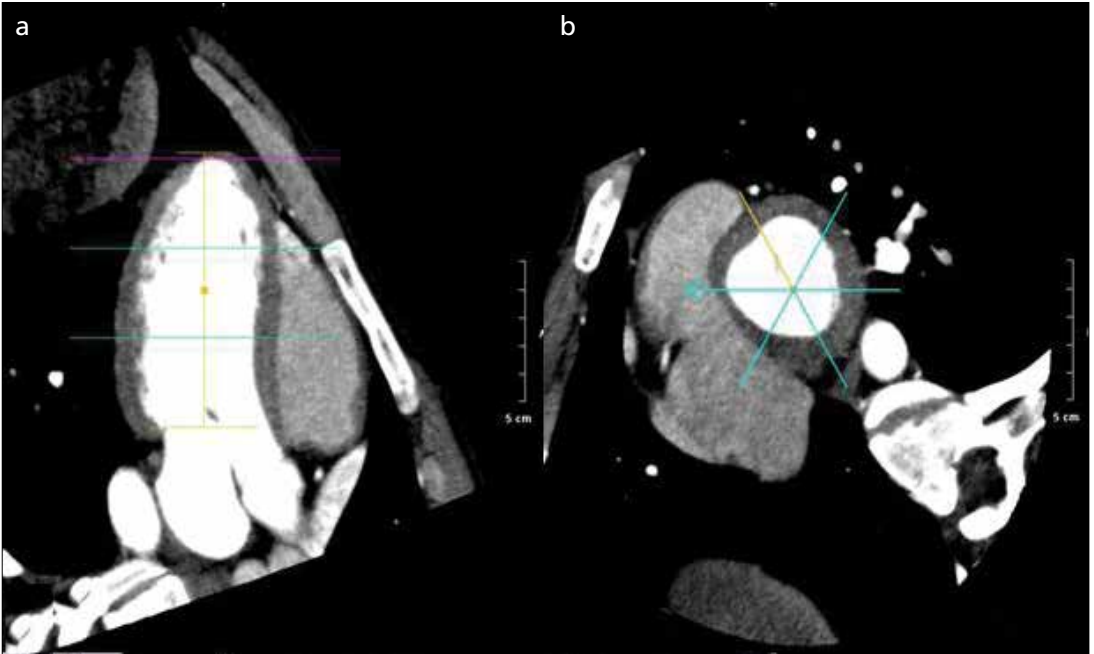


Resim 1. Sol ventrikül miyokardının endokardiyal ve epikardiyal sınırının belirlenmesi.

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 $\geq 50\%$ 'ini 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

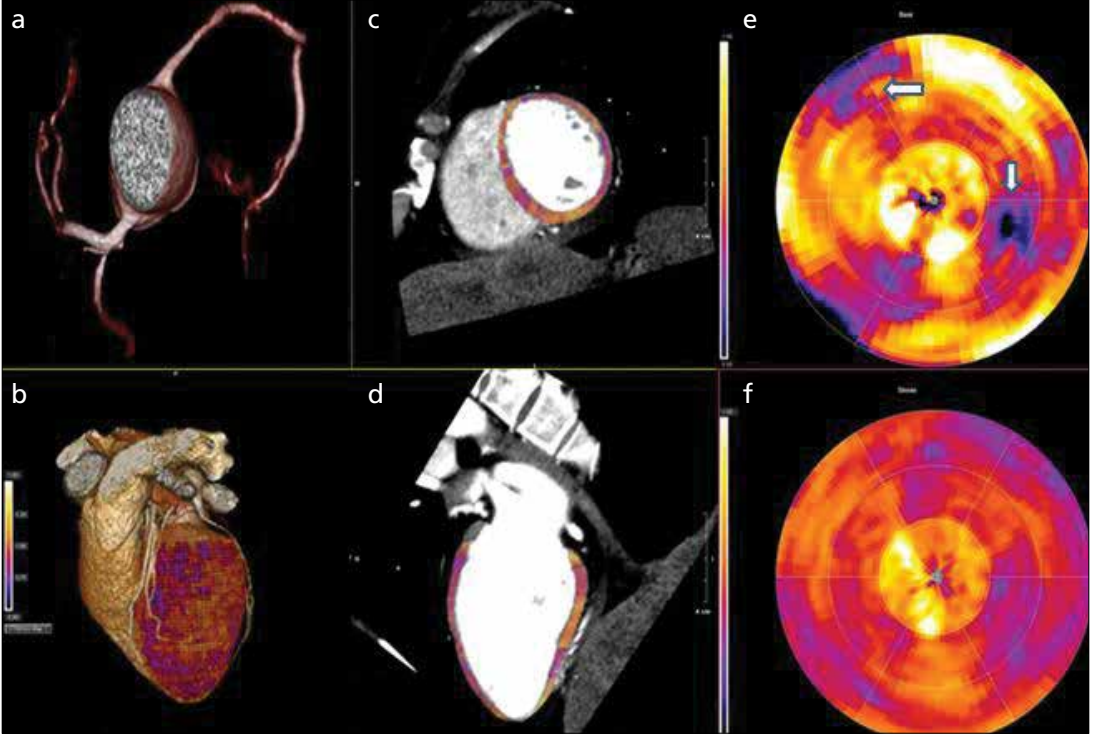
beraber yağlı metaplazi izlenebilir. Ek olarak miyokardiyal kalsifikasyon, anevrizma ya da psödoanevrizma formasyonu ve mural trombüslerin de değerlendirmesi yapılmalıdır.

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).

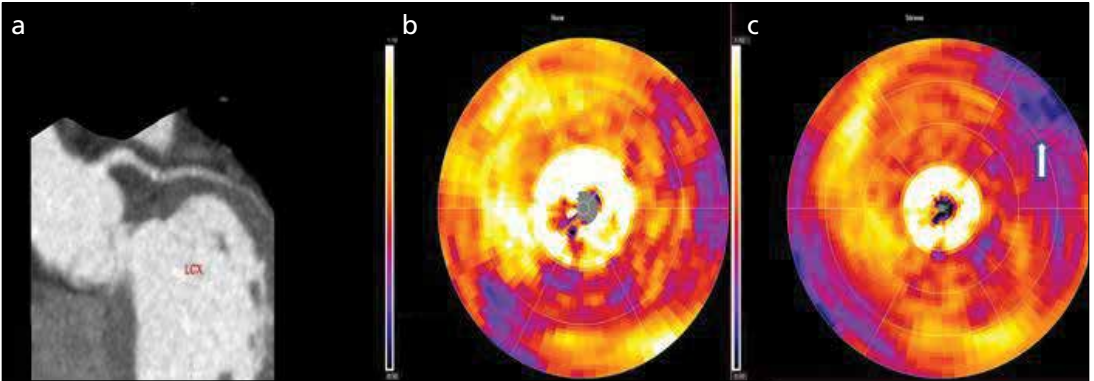
Miyokardiyal BT perfüzyon tekniğinde karşılaşılan zorluklar

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, Bastarrika 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, Albergina 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]. Pazhenkottal 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.

Akut Göğüs Ağrısında Üçlü Dışlama Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi

Erhan Akpınar, Mustafa Hızal

ÖĞRENME HEDEFLERİ

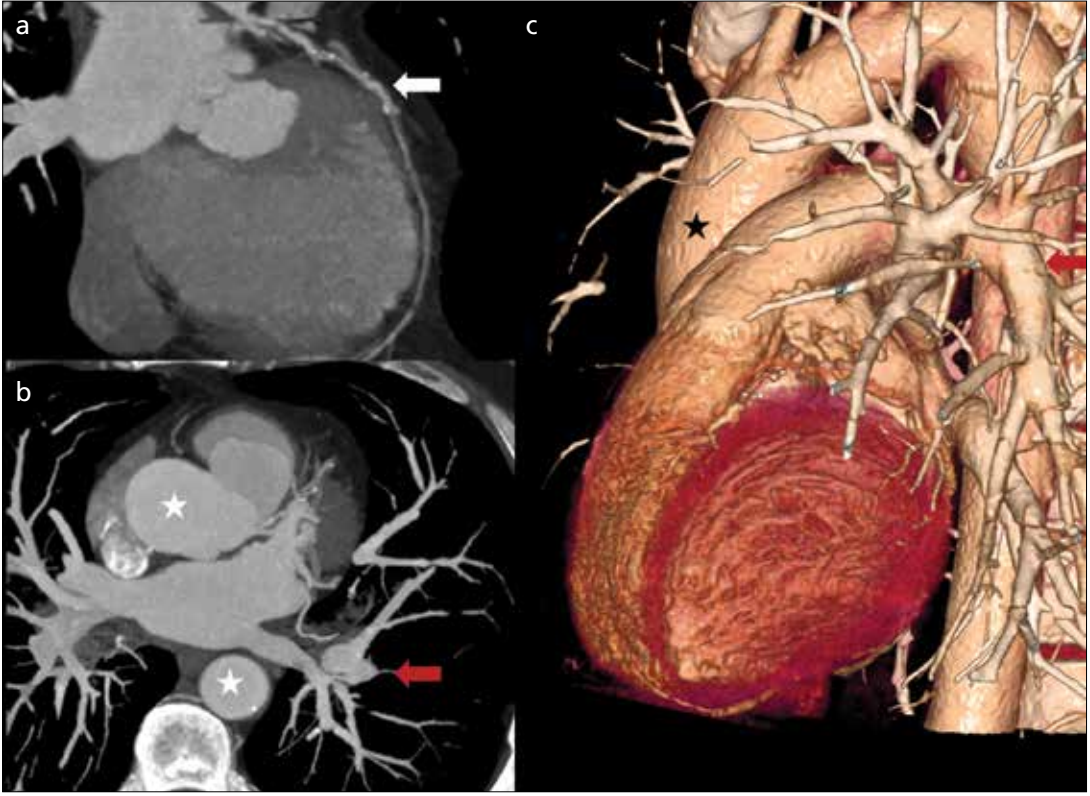
- Görüntüleme protokolü
- Koroner arter patolojileri
- Pulmoner tromboemboli
- Aort patolojileri
- Vasküler sistem dışı nedenler
- Sonuç
- Kaynaklar

Akut göğüs ağrısı, acil servise başvurunun sık sebeplerinden biri olup, etiolojide miyokart enfarktüsü, aort diseksiyonu ve pulmoner emboli gibi hayatı tehdit eden vasküler nedenler öncelikle akla gelmektedir. Ayırıcı tanıda, akciğer patolojileri, gastroözofagial reflü veya kas iskelet sistemi orijinli benign nedenler de düşünülmelidir. Hayatı tehdit eden sebeplerin hızla tanı alması ve tedavinin başlaması hayat kurtarıcı iken, benign nedenlerle başvuran olgularda detaylı incelemeler hastanede kalış süresini ve maliyeti arttırmaktadır. Bilgisayarlı tomografi (BT) teknolojisindeki gelişmeler ışığında; ince kesit kalınlığında daha hızlı incelemeler yapılabilmektedir. Bu nedenle yeni jenerasyon çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) cihazları vasküler patolojilerin tanısında oldukça önemli bir yere sahip olmuştur. **Üçlü dışlama (ÜD, “Triple rule out”) BT Anjiyografi (BTA) aynı anda koroner arterler, pulmoner arterler ve torasik aortun kontrast madde ile dolu olarak görüntülenmesini sağlayarak, göğüs ağrısı**

olan hastalarda bu üç sisteme ait patolojilerin dışlanabilmesi ya da teşhisinin konulabilmesini tek bir BT çekimi ile mümkün kılmaktadır (Resim 1). Gerekli pencere ayarlarının yapılması ile de sadece vasküler patolojilerin değil, aynı zamanda torasik kavitede başta akciğerler olmak üzere göğüs ağrısına neden olabilecek diğer yapıların patolojilerini veya vasküler patolojiye eşlik eden diğer rahatsızlıkların tanınmasına da imkan sağlamaktadır [1-8].

Görüntüleme protokolü

Üçlü dışlama protokolü, göğüs ağrısı ile acil servislere başvuran hastalarda koroner arterleri, pulmoner arterleri ve aortu ilgilendiren olası patolojileri tek inceleme ile değerlendirmeye imkan sağlamakla birlikte, aynı anda bu üç ayrı vasküler sistemin değerlendirilebilmesi birtakım zorlukları da beraberinde getirmektedir. Pulmoner arterleri görüntülemek için sağ ventrikülün, koroner arterleri görüntülemek için sol ventrikü-



Resim 1 a-c. Üçlü dışlama protokolü ile değerlendirilen hastada koroner arter (beyaz ok), aorta (yıldız) ve pulmoner arterler (kırmızı ok) kontrast madde ile dolu olarak izlenmektedir.

lün ve aort patolojileri için de aortun kendisinin yeterli miktarda kontrast madde ile dolu iken görüntülenmesi gerekmektedir. Çekim protokolünü optimize ederken dikkat edilecek hususlar; mümkün olan minimum kontrast madde dozu ile mümkün olan en az radyasyon dozu verilerek, tam için yeterli görüntü kalitesini yakalamak olmalıdır. **Üçlü dışlamanın etkinliğini belirleyen en önemli bileşen koroner arterlerin yüksek kalitede görüntülenebilmesidir.** Hasta seçimi, inceleme parametreleri ve enjeksiyon tekniğine özel önem göstermek gereklidir. Üçlü dışlama protokolü koroner BT anjiyografi ile karşılaştırıldığında; ÜD protokolünde taranan segment daha uzun olup, görüntüleme alanı daha büyüktür. **Koroner BT anjiyografide aort kökü ile kalp tabanı arasındaki bölge taranırken, ÜD protokolünde çekim arkus aorta üzerinden başlar ve adrenal lojlar düzeyinde biter.** Daha uzun bir segment tarandığından, solunuma bağlı artefaktların azaltılması için kaudokranial yön-de inceleme yapmak faydalıdır [1, 5-9].

EĞİTİCİ
NOKTA

EĞİTİCİ
NOKTA

Üçlü dışlama protokolünde, kontrast madde enjeksiyonu ile ilgili iki farklı metot kullanılabilir. Bunlar bifazik ya da trifazik enjeksiyon yöntemleridir [10, 11]. Bifazik kontrast enjeksiyonunda ilk fazı %100'lük kontrast madde enjeksiyonu oluştururken, ikinci fazı saf salin ya da salin ile dilüe edilmiş kontrast madde teşkil eder [1, 12]. Trifazik enjeksiyon yönteminde ise, başlangıçtaki saf kontrast madde enjeksiyonunun ve sonraki saf salin enjeksiyonunun arasında dilüe edilmiş kontrast madde enjeksiyonu yapılır [1, 5, 8]. Uygun enjeksiyon hızları, ki genelde her enjeksiyon fazı için 5 mL/sn yeterli olmaktadır, toplamda 70-100 mL kontrast madde kullanımı ile uygun görüntüler elde etmek mümkündür. Trifazik yöntem sağ koroner arterde meydana gelebilecek "streak" artefakt olasılığını azaltmaktadır, buna karşılık pulmoner arterlerdeki kontrast yoğunluğunun az kalmasına da neden olabilir, ancak bunların genel geçer kuralları olmadığı, her iki yöntemle de pulmoner ve koroner arter kontrast-

lanmasının yeterli olduğunu bildiren yayınlar vardır [10,12]. Özellikle intramural hematoma yol açabilecek patolojilerden şüpheleniliyorsa, kontrast öncesi çekim yapılması da gereklidir.

Geniş bir anatomik alanda ve nispeten uzun bir sürede çekim yapılacak olması nedeni ile oluşabilecek bir sorun da radyasyon dozudur. Radyasyon dozunun azaltılmasında mutlaka kullanılması gereken en uygun yöntem elektrokardiyografi (EKG) eşliğinde çekim yapmak olacaktır, ki prospektif olarak EKG eşliğinde yapılan çekimlerde radyasyon dozunun %50'ye varan düzeylerde azaldığı gösterilmiştir [9, 10, 13]. Bunun yanı sıra kilovolt ve tüp akımı hastaların vücut kitle indeksi göz önünde bulundurularak ayarlanmalıdır, zira vücut kitle indeksi azaldıkça görüntüleme için gerekli radyasyon dozunun azaldığını gösteren yayınlar vardır [13]. Ayrıca dedektör sayısının daha fazla olduğu ya da çift tüplü olan daha gelişmiş BT cihazlarında yüksek pitch değerlerinde çok daha az dozlarda çekim yapılabildiği de bilinmektedir [14].

Kalp hızı yüksek (>60-70/dk) hastalarda intravenöz (İV) metoprolol uygulanması sonrası çekim yapıldığını bildiren yayınlar vardır [1, 12]. Ancak yüksek hızlı tarama yapabilen 128 dedektörlü ve çift tüplü cihazlar kalp hızı >75/dk üstüneyken bile, koroner arterlerin yeterli görüntülenebilmesini sağlamaktadır [10, 14]. Mutlaka çok ince (0,625 mm) veya ince (1,25 mm) kesitler ile tarama yapılmalıdır. Ayrıca 2 ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar elde olunması saptanan patolojilerin optimum olarak karakterize edilmesinde yararlıdır [1, 12].

Koroner arter patolojileri

Akut koroner sendrom, koroner arter hastalığının ağır sonuçlarından biri olup, stabil olmayan anjina ve ST elevasyonlu veya elevasyonsuz miyokart enfarktüsü rahatsızlıklarının ikisini birlikte tanımlamak için kullanılır. Klinik sonuçları farklılık gösterse de, gerek stabil olmayan anjina gerek de miyokart enfarktüsü benzer fizyopatolojiye sahiptir. Koroner arterlerdeki lipit içeriği fazla, myofibroblastlardan ve fibröz dokudan fakir plaklardaki endotel hasarı- ki bu plaklar endotel hasarına daha yatkındırlar- sonucu oluşan

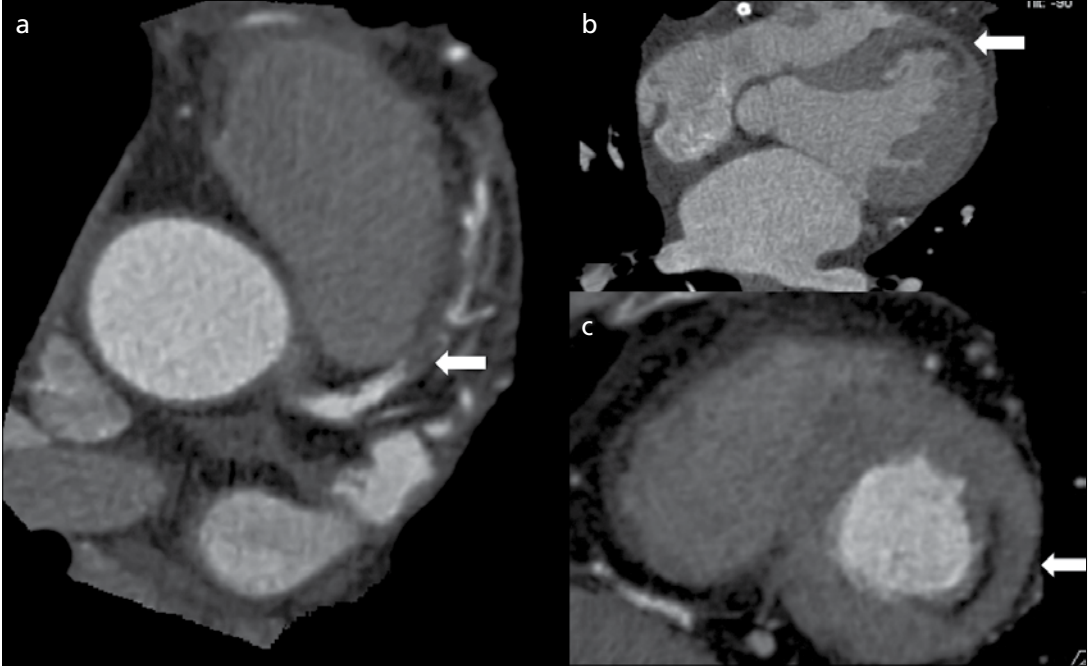
trombüs her iki rahatsızlığın fizyopatolojisinde temel oluşturmaktadır [1, 12, 15, 16].

Koroner arterlerin görüntülenmesinde ÇKBT etkin ve kesin bir yöntemdir. Tomografi cihazındaki dedektör sayısına göre, özellikle 16 kesitli BT cihazlarında yüksek yanlış pozitiflik ve değerlendirilemeyen olgular olsa da, bu cihazlarda bile duyarlılığın yüksek olması ve özellikle yüksek negatif öngörü değer verilerinin bildirilmiş olması acil şartlardaki hastaların değerlendirilmesinde çok kesitli BTA'nın kullanılmasının uygun olacağına işaret etmektedir. Daha gelişmiş ÇKBT cihazları ile akut koroner sendromda elde edilen yüksek negatif öngörü değerleri literatürde bulunmaktadır. Akut koroner sendrom semptomları ile prezente olan hastaların sadece %25'inde doğrulanmış akut koroner sendrom tanısı olduğu için, çok kesitli BTA ile gereksiz koroner arter kateterizasyonunun önüne geçilmektedir [1, 12, 17, 18].

Bilgisayarlı tomografi anjiyografi (BTA) ile miyokardiyal iskeminin dışlanması yanında iskemiye yol açan patolojileri ve iskeminin bulgularını göstermek de mümkündür (Resim 2). İskemiye neden olan çeşitli rahatsızlıklar arasında malign koroner arter anomalileri, koroner arterlerin intramiyokardiyal seyir göstermesi ve aterosklerotik plaklara bağlı iskemik hastalıklar sayılabilir ve çok kesitli BTA bu rahatsızlıkların tanınmasında etkin bir yöntemdir [19, 20].

Malign koroner arter anomalileri aşağıdakilerden oluşmaktadır;

- Malign sağ koroner arter: Sağ koroner arterin aort kapağının sol sinüsünden orijin alıp, aorta ve pulmoner arter arasından geçerek ilerlemesi
- Malign sol ana koroner arter: Sol ana koroner arterin aort kapağının sağ sinüsünden orijin aldıktan sonra aort ve pulmoner arter arasında seyretmesi
- Sol koroner arterin pulmoner arterden anormal köken alması (ALCAPA) ya da Bland-White-Garland sendromu
- Konjenital koroner arter fistülü: Herhangi bir koroner arter ile kalp odacıkları, sistemik venler ya da pulmoner dolaşım arasında fistül olması [21, 22].



Resim 2 a-c. Akut koroner sendrom olgusunda sol koroner arter anterior desendan dalında lümen içi trombüs (ok) izlenmektedir (a). Sol ventrikül ön duvarında (ok, b) ve lateral duvarda (c, ok) miyokart iskemisi-enfarktüsüne bağlı subendokardiyal hipodansite izlenmektedir.

Koroner arterlerin miyokardiyal seyir göstermesi normalin bir varyantı olarak sağlıklı bireylerde de görülebilir, ancak sporculardaki saha ölümlerinin yaklaşık %5'inden sorumlu olduğu bildirilmiştir [23].

Aterosklerotik koroner arter hastalığına bağlı akut koroner sendromlarda ise, çok kesitli BTA ile subendokardiyal ya da miyokardiyal kontrast parlaklaşmasındaki azalma ile iske mi tanısını koymak mümkündür (Resim 2). Bunun dışında, buna neden olan plak, trombüs varlığı ve bunların yerleşimi de BTA ile gösterilebilir [24].

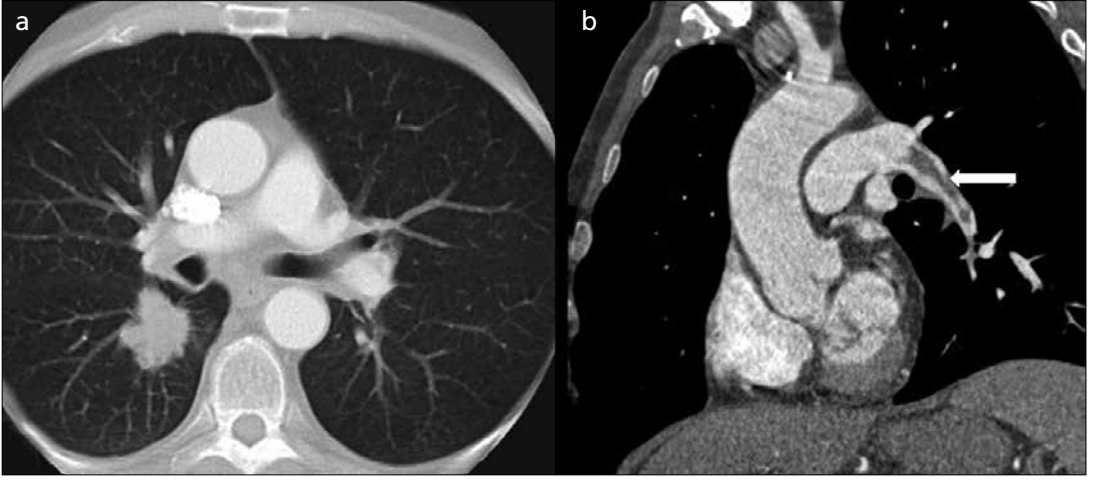
Pulmoner tromboemboli

Pulmoner tromboemboli (PTE) sık karşılaşılan ve ölümcül olabilen bir klinik durum olup, tipik olarak hastalar göğüs ağrısı ve nefes darlığı ile başvururlar. Özellikle tipik bir klinik prezentasyon olmayan durumlarda, hastanın ölüm riski daha yüksektir. Pulmoner tromboembolilerin büyük çoğunluğu alt ekstremitedeki derin venöz tromboz (DVT)'dan kaynaklanmaktadır, ancak tüm venöz sistemden,

kalp boşluklarından ya da venöz kateterlerden kaynaklanan trombüslerin embolileri de aynı klinik tabloya sebep olmaktadır. Tanı konulmasında klinik olarak PTE'den şüphelenilmesi çok önemli olduğundan, DVT için risk oluşturan faktörlerin göz önünde bulundurulması önemlidir [25-27].

Pulmoner tromboemboli tanısında BTA kullanımını tek kesitli spiral BT cihazlarının kullanımından beri üstünde durulan bir konu olup, teknolojik gelişmelerin sonucunda BTA, PTE tanısında gerek duyarlılık gerekse de özgüllük değerlerinin yüksekliğinin yanı sıra, kolay erişimi ve hızı nedeni ile acil servislerde öncelikle kullanılan görüntüleme yöntemi haline gelmiştir. Bilgisayarlı tomografi anjiyografiye ek olarak, alt ekstremitelerdeki trombüs varlığını göstermek için, BT venografinin protokole eklenmesinin PTE tanısını arttırdığı gösterilmiştir [28, 29].

Çok kesitli BTA'da pulmoner emboli, kontrast madde ile dolu olan damarda, tam ya da kısmi dolum defektine yol açan hipodansite olarak tanınmaktadır (Resim 3). Tam obstrüksiyonlarda damar çapında artış görülebilir, em-



Resim 3 a, b. Akciğer kanseri nedeni ile takip edilen ve göğüs ağrısı ile acile başvuran olgunun üçlü dışlama BT anjiyografi incelemesinde kitle (a) ve sol alt lob pulmoner arter dalı içindeki trombus (ok) izlenmektedir.

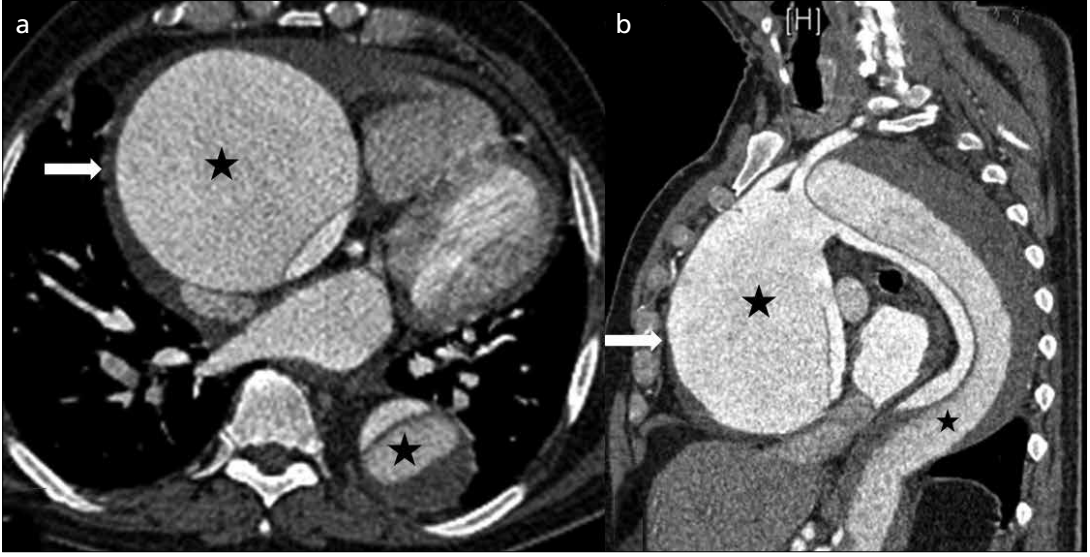
bolu olan damarın çapının azalması ise kronik PTE'yi düşündürmelidir. Her iki pulmoner artere de uzanan büyük “eyer” tipi pulmoner emboliler hayatı ciddi anlamda tehdit ederler. Dolu defekti olmasının yanı sıra, akut PTE’lerde sağ ventrikül dilatasyonu, interventriküler septumda sola bombeleşme ve hepatic venlere kontrast madde kaçıışı da sekonder bulgular olarak izlenebilir [30-32].

Aort patolojileri

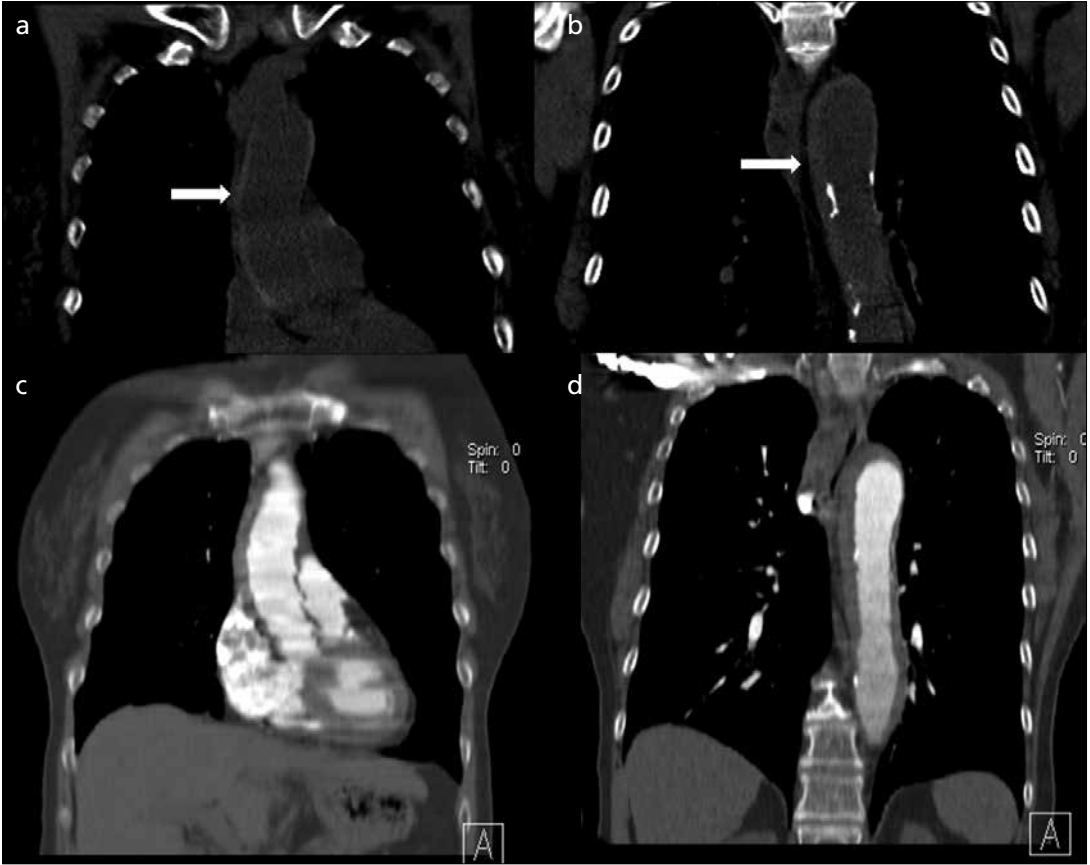
Acil aort patolojileri arasında aort diseksiyonu, torasik aort anevrizması, travmatik aort rüptürü, intramüral hematoma ve ülsere plak sayılabilir. Çok kesitli BTA’da ÜD protokolü kullanılarak elde edilen aort görüntüleri ile bu tanıların hepsinin tanısı ve dışlanması mümkündür. Aort diseksiyonu (AD), aortu ilgilendiren en acil tıbbi durum olup, hastaların 1/3’ünde ölümlerle sonuçlanmaktadır. Tipik başvuru şikayeti özellikle sırta vuran, yırtılır tarzda göğüs ağrısıdır. Diseksiyonun etkilediği damarlara göre nörolojik defisitler, senkop, ekstremitelerde güçsüzlük, karın ağrısı, oligüri/anüri gibi farklı semptomlar görülebilir. Aort diseksiyonunun patogenezi aort duvarında, tunika intima’daki herhangi bir nedenle oluşan yırtıktan dolayı tunika media içine olan kanamadır. Böylece aort lümeni, gerçek ve yalancı

olmak üzere iki adet lümeneye ayrılmaktadır; orjinal lümen gerçek lümeni oluştururken, medya tabakası içine olan kanama yalancı lümeni meydana getirmektedir. Hastalığın prognozunda diseksiyonun tipi ve yayılımı çok önemlidir. Aort diseksiyonunun DeBakey ve Stanford olmak üzere iki ayrı sınıflandırması vardır. DeBakey sınıflamasında diseksiyonun anatomik konumu belirlenirken, Stanford sınıflaması hastaların tedavisinin cerrahi olup olmayacağını belirler. Yayılımının değerlendirilmesinde, bugün için çok kesitli BTA’nın hem görüntü kalitesinin yüksek olması, hem de hızlı olması nedeni ile ilk tercih edilmesi gereken yöntemdir (Resim 4) [33-35].

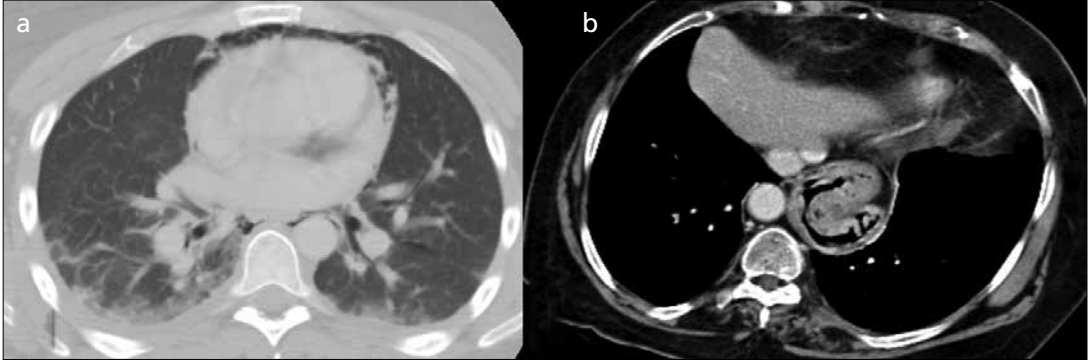
Penetran ülser, aterosklerotik plağın ülsere olup duvara infiltrasyonu ile neticelenen bir durum olup, intramural hematoma, diseksiyon, rüptür, tromboz ve embolik komplikasyonlara neden olabilir. İntramural hematoma, aort media tabakası içine vasa vasorum kaynaklı kanamayı ifade eden bir terim olup, penetran ülsere yanısıra, travmatik yaralanmalarda da meydana gelebilir. İntramural hematomların tanısı için, kontrast öncesi görüntüleme yapılması görüntülemeye önemli yer tutmaktadır. Zira, vücudun herhangi bir bölgesindeki akut kanamanın yüksek Hounsfield Unit (HU) değerleri kontrast öncesi serilerde tespit edilebilmesini sağlar (Resim 5) [36].



Resim 4 a, b. Tip A aort diseksiyonu olgusunda aksiyel ve sağıtal görüntülerde yalancı lümen (yıldız) ve genişlemiş asendan aorta (oklar) izlenmektedir (a ve b).



Resim 5 a-d. Akut göğüs ağrısı ile başvuran olguda aorta duvarında kanamaya ikincil hiperdansite (oklar) (a ve b) ve kalınlaşma izlenmektedir (a-d).



Resim 6 a, b. Akut göğüs ağrısı ile başvuran iki farklı olguda pnömomediastinum (a) ve hiyatal herni (b) izlenmektedir.

Vasküler sistem dışı nedenler

Göğüs ağrısı ile başvuran olguların yarısından fazlasında vasküler olmayan nedenler etiyo-lojiden sorumludur. Bu grup kendi içinde; gastroenterolojik, pulmoner, yumuşak doku, kas-iskelet sistemi ve psikiyatrik olarak sınıflandırılabilir. Akciğer parankimin değerlendirilmesi ile akut bronşit, pnömoni, akciğer kanseri, pnömotoraks ve pnömomediastinum varlığı kolaylıkla tanı alabilmektedir (Resim 6). Odinofaji, disfaji, retrosternal yanma ve hematemez varlığında gastroenterolojik sebepler öncelikle düşünülmelidir [37]. Bilgisayarlı tomografi incelemesi üst gastrointestinal sistem görüntülemesinde primer inceleme metodu olmasa bile, üçlü dışlama protokolü ile özofagus ve gastroözofageal bileşke hastalıkları tanı alabilmektedir. Kas iskelet sisteminin detaylı şekilde değerlendirilmesi sonucu diskrit, osteomyelit, sternoklaviküler artrit ve göğüs ağrısına neden olabilecek romatolojik hastalıklar tanı alabilmektedir. Osteoporozla bağlı yetmezlik kırıkları, patolojik kırık olsun veya olmasın kemik metastazları ve orak hücreli anemiye bağlı kemik enfarktları da göğüs ağrısı nedeni olup, BT ile tanı alabilmektedir [3].

Sonuç

Nedeni belli olmayan akut göğüs ağrısında uygun teknikte yapılmış BT anjiyografi ile koroner arterler, pulmoner arterler ve aorta hızlı ve etkin şekilde görüntülenebilmektedir. Ha-

yatı tehdit eden, aort diseksiyonu ve pulmoner emboli varlığı üçlü dışlama protokolü ile kolaylıkla tanı alınırken, koroner arterlerin açık olduğu gösterilerek akut koroner sendrom tanısı dışlanabilmektedir. Bunun yanında, akciğer parankimi, kas-iskelet sistemi ve gastroenterolojik sistem ile ilişkili göğüs ağrısı nedenleri BT ile tanımlanabilmekte ve bu grup hastalar maliyetli ve hastanede kalışı uzatan pek çok ileri araştırmaya gerek duyulmadan tedavi edilebilmektedir.

Kaynaklar

- [1]. Halpern EJ. Triple-rule-out CT angiography for evaluation of acute chest pain and possible acute coronary syndrome. *Radiology* 2009; 252: 332-45.
- [2]. Halpern EJ. Clinical applications of cardiac CT angiography. *Insights Imaging* 2010; 1: 205-22.
- [3]. Hillen TJ, Wessell DE. Multidetector CT scan in the evaluation of chest pain of nontraumatic musculoskeletal origin. *Thorac Surg Clin* 2010; 20: 167-73.
- [4]. Frye JW, Vaezi MF. Extraesophageal GERD. *Gastroenterol Clin North Am* 2008; 37: 845-58.
- [5]. Lee HY, Yoo SM, White CS. Coronary CT angiography in emergency department patients with acute chest pain: triple rule-out protocol versus dedicated coronary CT angiography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2009; 25: 319-26.
- [6]. Schertler T, Scheffel H, Frauenfelder T, Desbiolles L, Leschka S, Stolzmann P, et al. Dual-source computed tomography in patients with acute chest pain: feasibility and image quality. *Eur Radiol* 2007; 17: 3179-88.
- [7]. Johnson TR, Nikolaou K, Becker A, Leber AW, Rist C, Wintersperger BJ, et al. Dual-source CT for chest pain assessment. *Eur Radiol* 2008; 18: 773-80.
- [8]. Litmanovich D, Zamboni GA, Hauser TH, Lin PJ, Clouse ME, Raptopoulos V. ECG-gated chest CT angiography with 64-MDCT and tri-phasic IV cont-

- rast administration regimen in patients with acute non-specific chest pain. *Eur Radiol* 2008; 18: 308-17.
- [9]. Gallagher MJ, Raff GL. Use of multislice CT for the evaluation of emergency room patients with chest pain: the so-called "triple rule-out". *Catheter Cardio Interv* 2008; 71: 92-9.
- [10]. Yoo SM, Rho JY, Lee HY, Song IS, Moon JY, White CS. Current Concepts in Cardiac CT Angiography for Patients With Acute Chest Pain. *Korean Circ J* 2010; 40: 543-9.
- [11]. Bastarrika G, Thilo C, Headden GF, Zwerner PL, Costello P, Schoepf UJ. Cardiac CT in the assessment of acute chest pain in the emergency department. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 193: 397-409.
- [12]. Takakuwa KM, Halpern EJ. Evaluation of a "triple rule-out" coronary CT angiography protocol: use of 64-Section CT in low-to-moderate risk emergency department patients suspected of having acute coronary syndrome. *Radiology* 2008; 248: 438-46.
- [13]. Husmann L, Valenta I, Gaemperli O, Adda O, Treyer V, Wyss CA, et al. Feasibility of low-dose coronary CT angiography: first experience with prospective ECG-gating. *Eur Heart J* 2008; 29: 191-7.
- [14]. Sommer WH, Schenzle JC, Becker CR, Nikolaou K, Graser A, Michalski G, et al. Saving dose in triple-rule-out computed tomography examination using high-pitch dual spiral technique. *Invest Radiol* 2010; 45: 64-71.
- [15]. Fuster V, Badimon L, Badimon JJ, Chesebro JH. The pathogenesis of coronary artery disease and the acute coronary syndromes. *Engl J Med* 1992; 326: 242-50.
- [16]. Virmani R, Burke AP, Kolodgie FD, Farb A. Vulnerable plaque: the pathology of unstable coronary lesions. *J Interv Cardiol* 2002; 15: 439-46.
- [17]. Garcia MJ, Lessick J, Hoffmann MH; CATSCAN Study Investigators. Accuracy of 16-row multidetector computed tomography for the assessment of coronary artery stenosis. *JAMA* 2006; 296: 403-11.
- [18]. Sharma RK, Voelker DJ, Sharma RK, Singh VN, Bhatt G, Moazazi M, et al. Coronary computed tomographic angiography (CCTA) in community hospitals: "current and emerging role". *Vasc Health Risk Manag* 2010; 6: 307-16.
- [19]. Ropers D, Rixe J, Anders K, Küttner A, Baum U, Bautz W, et al. Usefulness of multidetector row spiral computed tomography with 64- x 0.6-mm collimation and 330-ms rotation for the noninvasive detection of significant coronary artery stenoses. *Am J Cardiol* 2006; 97: 343-8.
- [20]. Gosalia A, Haramati LB, Sheth MP, Spindola-Franco H. CT detection of acute myocardial infarction. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 182: 1563-6.
- [21]. Rahalkar AM, Rahalkar MD. Pictorial essay: Coronary artery variants and anomalies. *Indian J Radiol Imaging* 2009; 19: 49-53.
- [22]. Kim SY, Seo JB, Do KH, Heo JN, Lee JS, Song JW, et al. Coronary artery anomalies: classification and ECG-gated multi-detector row CT findings with angiographic correlation. *Radiographics* 2006; 26: 317-34.
- [23]. Basso C, Thiene G. Congenital coronary artery anomalies at risk of myocardial ischaemia and sudden death: A report. *Business Briefing. Eur Cardiol* 2005; 1: 1-5.
- [24]. George RT, Arbab-Zadeh A, Miller JM, Vavere AL, Bengel FM, Lardo AC, et al. Computed tomography myocardial perfusion imaging with 320-row detector computed tomography with obstructive coronary artery disease. *Circ Cardiovasc Imaging* 2012; 5: 333-40.
- [25]. Schertler T, Frauenfelder T, Stolzmann P, Scheffel H, Desbiolles L, Marincek B, et al. Triple rule-out CT in patients with suspicion of acute pulmonary embolism: findings and accuracy. *Acad Radiol* 2009; 16: 708-17.
- [26]. Tapson VF. Advances in the diagnosis and treatment of acute pulmonary embolism. *F1000 Med Rep* 2012; 4: 9.
- [27]. Özsü S, Öztuna F, Bülbül Y, Topbaş M, Özlü T, Koşucu P, et al. The role of risk factors in delayed diagnosis of pulmonary embolism. *Am J Emerg Med* 2011; 29: 26-32.
- [28]. Stein PD, Fowler SE, Goodman LR, Olson RE, Godman LR, Gottschalk A, et al. Multidetector computed tomography for acute pulmonary embolism. *N Engl J Med* 2006; 354: 2317-27.
- [29]. Cham MD, Yankelevitz DF, Henschke CI. Thromboembolic disease detection at indirect CT venography versus CT pulmonary angiography. *Radiology* 2005; 234: 591-4.
- [30]. Schoepf UJ, Costello P. CT angiography for diagnosis of pulmonary embolism state of art. *Radiology* 2004; 230: 329-37.
- [31]. Shah AA, Davis SD, Gamsu G, Intriore L. Parenchymal and pleural findings in patients with and patients without acute pulmonary embolism detected at spiral CT. *Radiology* 1999; 211: 147-53.
- [32]. Coche EE, Müller NL, Kim KI, Wiggs BR, Mayo JR. Acute pulmonary embolism: ancillary findings at spiral CT. *Radiology* 1998; 207: 753-8.
- [33]. Nienaber CA, Eagle KA. Aortic Dissection: New Frontiers in Diagnosis and Management Part I: From Etiology to Diagnostic Strategies. *Circulation* 2003; 108: 628-35.
- [34]. Ledbetter S, Stuk JL, Kaufman JA. Helical (spiral) CT in the evaluation of emergent thoracic aortic syndromes. Traumatic aortic rupture, aortic aneurysm, aortic dissection, intramural hematoma, and penetrating atherosclerotic ulcer. *Radiol Clin North Am* 1999; 37: 575-89.
- [35]. Hagan PG, Nienaber CA, Isselbacher EM, Bruckman D, Karavite DJ, Russman PL, et al. The International Registry of Acute Aortic Dissection (IRAD): new insights into an old disease. *JAMA* 2000; 283: 897-903.
- [36]. Litmanovich D, Bankier AA, Cantin L, Raptopoulos V, Boiselle PM. CT and MRI in Diseases of the Aorta. *Am J Roentgenol* 2009; 193: 928-40.
- [37]. Yelland M, Calley WE Jr, Vach W. An algorithm for the diagnosis and management of chest pain in primary care. *Med Clin North Am* 2010; 94: 349-74.

Akut Gögüs Ağrısında Üçlü Dışlama Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi

Erhan Akpınar, Mustafa Hızal

Sayfa 143

Üçlü dışlama (ÜD, “Triple rule out”) BT Anjiyografi (BTA) aynı anda koroner arterler, pulmoner arterler ve torasik aortun kontrast madde ile dolu olarak görüntülenmesini sağlayarak, göğüs ağrısı olan hastalarda bu üç sisteme ait patolojilerin dışlanabilmesi ya da teşhisinin konulabilmesini tek bir BT çekimi ile mümkün kılmaktadır.

Sayfa 144

Üçlü dışlamanın etkinliğini belirleyen en önemli bileşen koroner arterlerin yüksek kalitede görüntülenebilmesidir.

Sayfa 144

Koroner BT anjiyografide aort kökü ile kalp tabanı arasındaki bölge taranırken, ÜD protokolünde çekim arkus aorta üzerinden başlar ve adrenal lojlar düzeyinde biter.

Sayfa 145

Bilgisayarlı tomografi anjiyografi (BTA) ile miyokardiyal iskeminin dışlanmasının yanında iskemiye yol açan patolojileri ve iskeminin bulgularını göstermek de mümkündür.

Sayfa 146

Çok kesitli BTA’da pulmoner emboli, kontrast madde ile dolu olan damarda, tam ya da kısmi dolum defektine yol açan hipodansite olarak tanınmaktadır.

Akut Göğüs Ağrısında Üçlü Dışlama Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi

Erhan Akpınar, Mustafa Hızal

1. Üçlü dışlama çekim protokolü ile ilgili aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Hem sağ kalp, hem de sol kalp boşluklarının doldurulması hedeflenir.
 - b. EKG eşliğinde çekim yapılması radyasyon dozunu azaltır.
 - c. Yüksek pitch değerleri radyasyon dozunu artırır.
 - d. Üçlü dışlamanın etkinliğini belirleyen en önemli bileşen koroner arterlerin yüksek kalitede görüntülenebilmesidir.
2. Akut koroner sendromlarda ÇKBT kullanımını ile ilgili hangisi yanlıştır?
 - a. Malign koroner sendromların tanısı kolaylıkla konulabilir.
 - b. Negatif öngörü değeri düşüktür.
 - c. Miyokart iskemisi gösterilebilir.
 - d. Koroner arterlerdeki plak ve trombüsler gösterilebilir.
3. Pulmoner tromboemboli ile ilgili hangisi doğru değildir?
 - a. En sık alt ekstremitte derin venlerinden kaynaklanır.
 - b. Akut embolilerde damar çapı artabilir.
 - c. Çekim protokolüne BT venografi eklenmesinin tanısal bir katkısı yoktur.
 - d. Sağ ventrikülde dilatasyon, interventriküler septumda sola bombeleşme, hepatik venlere kontrast madde geçişi PTE'nin sekonder bulgularıdır.
4. Torasik aorta ile ilgili aşağıdakilerden hangisi doğrudur?
 - a. Aort diseksiyonu, tunika adventisya tabakasındaki yırtık nedeni ile meydana gelir.
 - b. Aort diseksiyonunda tunika medya ile tunika intima arasına dolan kan gerçek lümeni oluşturur.
 - c. Aort diseksiyonu tedavisinin cerrahi olup olmayacağına DeBakey sınıflamasına göre karar verilir.
 - d. Penetran ülser, intramural hematoma, diseksiyon, rüptür, tromboz ve emboli gibi patolojilere neden olabilir.
5. Hangisi vasküler sistem dışı göğüs ağrısı nedenleri arasında sayılamaz?
 - a. Kemik enfarktları
 - b. Sternoklaviküler artrit
 - c. Özofageal motilite bozuklukları
 - d. Bland-White-Garland sendromu

Koroner Venöz Anatomisinin Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi (MDBT) ile Değerlendirilmesi ve Klinik Önemi

Berhan Genç, Erkan Yılmaz

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Giriş
- Kardiyak venlerin sınıflaması
- Küçük KVS (Thebesian damarlar)
- Koroner venlerin terminolojisi
- Koroner venlerin BT görüntüleme tekniği
- Koroner venöz sistemin kapakları
- Kardiyak Resenkronizasyon Tedavisi (KRT)
- Retrograt kardiyopleji (RKP)
- Konjenital kalp hastalıkları ve koroner venler
- Perkütan mitral anüloplasti (PMA)
- Kaynaklar

Giriş

Son yıllara kadar koroner venöz sistem (KVS) görüntülemesi koroner arter görüntülemeye göre daha geri planda kalmıştır. Ancak, koroner venöz sistem yoluyla yapılan kardiyak girişim yöntemlerinin artması nedeniyle KVS'nin görüntülemesi önemli hale gelmeye başlamıştır. Kardiyak pacing ve transkoroner ven ablasyonundaki yeni gelişmeler özellikle KVS'nin tomografik haritalamasının önemini göstermiştir. Klinik önemi nedeniyle koroner arterlerin aksine, koroner venlerle ilgili çalışmalar çok daha azdır. Bununla birlikte, koroner venlerin sınıflamasını yapmak koroner arterlerin ki kadar kolay değildir. Koroner venöz sistemde, koroner arterlere göre çok farklı anatomik varyasyonlar bulunur. Yeni anatomik sınıflamaya

göre kardiyak venler; büyük KVS ve tabessian venlerden oluşan küçük KVS'nin dalları olmak üzere iki ana gruba ayrılır. Koroner venöz sistemi için doğru terminolojinin kullanılması ve doğru görüntüleme özellikleri KVS'nin daha iyi anlaşılmasını sağlayacaktır. Ayrıca KVS, aritmi ve kalp yetmezliğinde tedavi girişimleri için sıklıkla kullanılan bir giriş yoludur. Bu yol kardiyak pacing yanında, transkoroner venöz ablasyon, perkütan mitral anüloplasti (PMA), retrograt kardiyopleji (RKP) perfüzyon ve miyoplast transplantasyonu gibi perkütan venöz girişimsel işlemler için de kullanılır. Bu gibi invaziv girişimler öncesinde kardiyak BT ile venöz haritalamanın yapılması işlem sırasında büyük avantaj sağlamakta olup, girişim esnasında gelişebilecek komplikasyonları en aza indirecektir. Kateter koroner venöz anjiyografi ciddi komplikasyonlara yol açan invaziv bir

Şıfa Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

✉ Erkan Yılmaz • drerkanyilmaz@gmail.com

yöntemdir. Bu yöntemle bile bazen koroner venler detaylı olarak değerlendirilemeyebilir (Resim 1). Bu makalede KVS'nin anatomik sınıflaması, varyasyonları ve KVS'nin patolojilerinde kardiyak BT'nin rolü anlatılmaktadır. Aynı zamanda kardiyak resenkronizasyon tedavisi (KRT), PMA, RKP ve bazı konjenital kalp hastalıklarında kardiyak girişimler için koroner venöz BT haritalamanın klinik önemi vurgulanmaktadır.

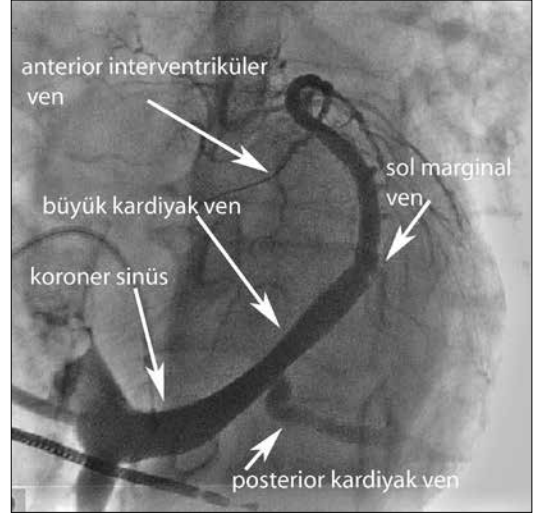
Kardiyak venlerin sınıflaması

Koroner venler, arterlerden farklı bir morfolojik sınıflamaya sahip olup, çok fazla varyasyon gösterirler. Yeni anatomik sınıflama ile koroner venler, büyük KVS'nin dalları ve tabessian venleri oluşturan, küçük KVS'nin dalları olmak üzere iki ana gruba ayrılır [1, 2]. Büyük KVS de kendi içinde koroner sinüs (KS) ün dalları ve KS'nin dalı olmayan koroner venler olmak üzere ikiye ayrılır. Koroner sinüsün dalı olmayan venler; anterior sağ ventriküler ven, sağ ve sol atriyal venler ve süperior septal venlerdir. Koroner sinüs ve dalları aşağıda detaylı olarak anlatılacağı gibi, kardiyolojik girişimsel işlemler için klinik önemi olan koroner venlerdir. Küçük KVS'nin dallarının ve KS'nin dalı olmayan koroner venlerin girişimsel işlemler için bilinen bir klinik önemi yoktur ve MDBT ile tespit edilmeleri oldukça güçtür.

Büyük ve küçük KVS'nin dalları kendi aralarında bağlantılı olabilirler. Ventriküler miyokardın dış 2/3'ünün venöz drenajı büyük KVS'ye, iç 1/3'ü küçük KVS'nin dallarına olur. Sol ventrikül ve sağ ventrikülün bir parçası ile sol atriyumun drenajı KS'nin dalları ile olur. Sağ ventrikülün büyük bir bölümü ve her iki atriyumun venöz drenajını KS'nin dalı olmayan koroner venler sağlar.

Küçük KVS (Thebesian damarlar)

Küçük KVS miyokart içinde farklı boyutlarda sinüzoidler, kanallar ve lakünlerden oluşup, subendokardiyaldir. İntramiyokardiyal iki taraflı bağlantısı olan ve tüm yönlerde seyreden bileşenleri olan bir sistemdir. Bu özellik, koro-



Resim 1. Koroner venöz anjiyografide koroner sinüs ve dalları izleniyor. Sol marjinal ven KRT için ince kalibrasyonlu olması nedeniyle uygun bir hedef ven değil. Ancak uygun çapta ve lokalizasyonda posteriyör kardiyak ven dikkati çekiyor.

ner arterlerdeki akımın darlık ya da spazm nedeniyle azaldığı durumlarda önemli hale gelir ve ventriküllerden epikardiyal koroner arterler içine azda olsa bu sistem sayesinde kan akımı sağlanır. Thebesian damarlar kronik miyokardiyal enfarktüsli hastalarda dilatedir. Konjestif kalp yetmezliğinde ise, Thebesian venlerden ziyade KS ve dallarında konjesyon izlenir.

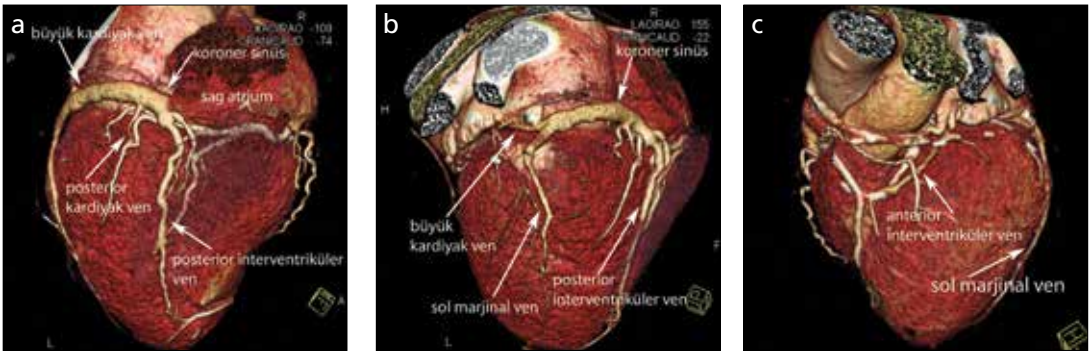
Küçük KVS vasıtasıyla, subepikardiyal venler ve arterler arasında ventrikül lümeniyle de ilişkili şantlar mevcuttur. Epikardiyal koroner damarlardan, kardiyak odacıklar içine kan akışı ile miyokart perfüzyon sağlanır. Küçük KVS'nin damarları toplu olarak Thebesian venler olarak adlandırılır. Bununla birlikte arteriyel komponentlerinin olması nedeniyle, Thebesian damarlar terimi daha çok tercih edilmektedir. Bu venlerin orifisleri kardiyak odacıklar içinde ve papiller kasların tabanında bulunurlar ve genellikle 0,5 mm'den daha küçük çaptadır. Ancak KS'nin anormal drenajının olduğu konjenital kalp hastalıklarında daha geniş olabilirler. Erişkinlerde miyokardiyal duvarın venöz drenajı sistolik faz boyuncadır. Sol koroner arterdeki kan akımının yaklaşık %70-80'i KS'nin dalları, geri kalanı küçük KVS vasıtasıyla olur. Sağ kalp odacıklarının drenajı başlıca küçük KVS yoluyla olur.

Koroner venlerin terminolojisi

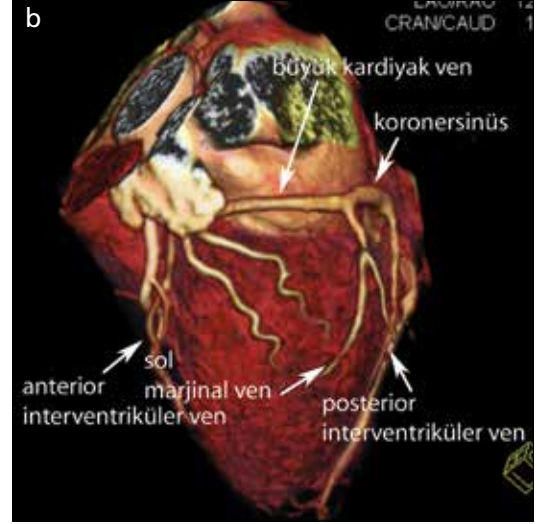
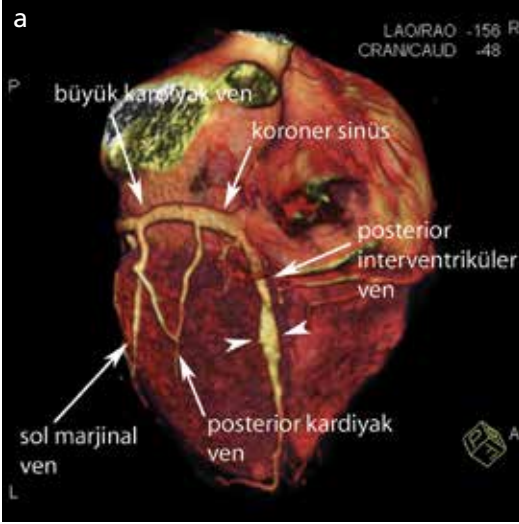
Koroner Sinüs (KS) ve dalları: Koroner venler, koroner sinüsün ostiyumuna uzaklığına göre sınıflandırılır. Koroner sinüs ostiyumuna yakın olan ilk grup posteriyor interventriküler ven (PİV), ikincisi posteriyor kardiyak ven (PKV), uzak olanlar anterior interventriküler ven (AİV) olarak sınıflandırılır. Posteriyor kardiyak ven ve AİV arasında kalan venlerde left marjinal venler (LMV) olarak sınıflandırılır. Koroner sinüs, KVS'nin ana parçası olup, sağ atriyum bileşkesindeki KS ostiyumundan başlar, Marshall veninin dallanma yerine kadar devam eder. Marshall veni veya Vieussen kapağının ilerisinde KS büyük kardiyak ven (BKV) olarak isimlendirilir. Büyük kardiyak ven anterior interventriküler sulkusda AİV olarak devam eder. Koroner sinüsün ana dalları PİV, küçük kardiyak ven (KKV), PKV ve LMV'dir. Anterior interventriküler ven ise BKV'in devamıdır (Resim 2-4).

Koroner Sinüs (KS): Koroner venöz sistemin en geniş veni olup, BKV'nin devamıdır. Atriyovenriküler oluk içinde seyredip, KS ostiyumunda sağ atriyuma drene olur. Morfolojisi çok değişken, ortalama uzunluğu 4-6 cm'dir. Ostiyumun çapı 4x5 mm ile 9x16 mm arasında değişir [3]. Genel popülasyonda KS ostiyum çapı ile yaş arasında pozitif korelasyon mevcuttur [4]. Bir BT çalışmasında KS'nin ortalama çapı $9,5 \text{ mm} \pm 2,1$ olarak rapor edilmiştir

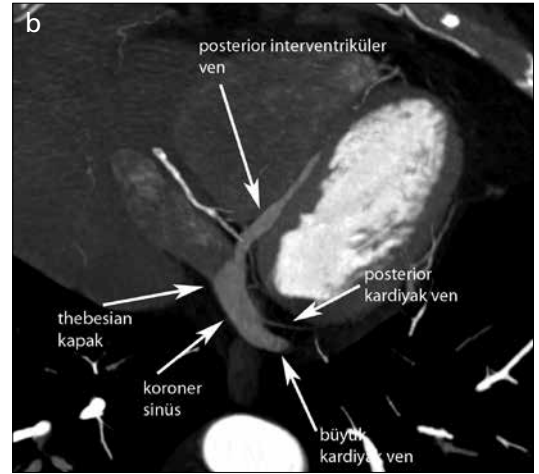
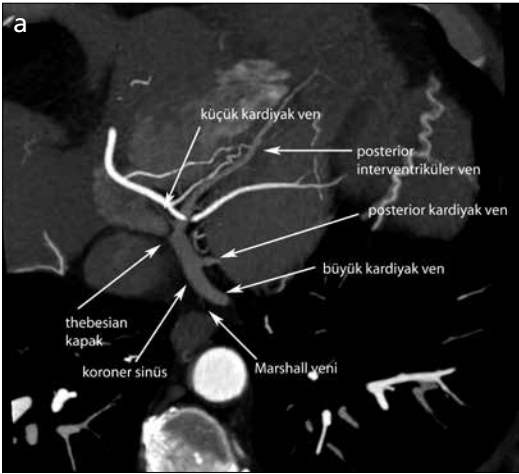
[5]. Klinik olarak önemli olan çok farklı şekilde varyasyonları olmakla birlikte, en sık olarak varikoid, filiform, wind sock şekilli veya bifid KS'ler bildirilmiştir. Bazı varyasyonları aritmilerle ilişkili olup, wind sock şeklindeki KS'lerde atriyovenriküler nodal reentry taşikardi sık olarak rastlanmaktadır [6, 7]. **Koroner sinüs varyasyonlarının çoğu, hemodimamik öneme sahip olmamasına rağmen, bu varyasyonlar sol ventriküler pacing, radyofrekans ablasyon gibi işlemlerde KS'nin kanülasyonunu zorlaştırabilir.** Koroner sinüsün divertikülleri genellikle PİV ile KS bileşkesinde ve inferior yüzeyinde görülür. Bu divertiküller bazen aritmi kaynağı olduğu için radyofrekans ablasyon ile tedavileri gerekebilir. Ayrıca KS'nin divertikülden farklı bir varyasyonu da, atriyal flutter kaynağı olabilen subthebesian poşdur. Bu yapılar, sağ atriyumun inferior duvarının KS ostiyumuna doğru fokal genişlemelerdir. Bazı derin subthebesian poşların girişimsel kardiyolojik işlemleri zorlaştırdığı bildirilmiştir [8]. Koroner sinüs anomalileri genellikle izole olup, klinik olarak asemptomatiktirler. Kimi zaman konjenital kalp hastalıkları ile birlikte görülebilir. Bazı KS anomalileri hemodinamiyi değiştirerek klinik tabloyu ağırlaştırabilir, bu nedenle çabuk tanınması ve tedavi edilmesi gereken durumlardır. Eğer tedavi edilmez ise, asemptomatik KS anomalileri bile spesifik cerrahi prosedür esnasında artan post-operatif mortalite ve morbiditeye yol açabilir [5-7, 9]. Bu nedenle, koroner BT görüntüleme ile anatomik



Resim 2. a-c. Kalbin postero-lateral-anterior volume rendering (VR) görüntülerinde koroner sinüs ve dallarının anatomisi. a) İki adet posteriyor interventriküler ven birleşerek tek bir ven olarak koroner sinüse drene oluyor. KRT tedavisi için uygun lokalizasyonda ancak ince kalibrasyonlu iki adet posteriyor kardiyak ven izleniyor. b) Aynı hastanın kalbinin lateral VR görüntüsünde uygun lokalizasyonda ve uygun çapta, büyük kardiyak vene geniş açıyla katılan sol marjinal ven. c) Anterior interventriküler ven.



Resim 3. a, b. Kalbin posterior -anterolateral volume rendering (VR) görüntülerinde koroner sinüs ve dalları. Posterior interventriküler ve orta kesiminde füziform anevrizmatik dilatasyon. KRT için uygun lokalizasyonda olan, ancak dik açıyla koroner sinüse drene olan sol marjinal ven.



Resim 4. a, b. Kalbin posterior yüzünün Maximum Intensity Projection (MIP) görüntüleri izleniyor. a) Küçük kardiyak ven posterior interventriküler drene oluyor. Koroner sinüs ve büyük kardiyak veni ayıran ince Marshall veni izleniyor. Koroner sinüs ve sağ atriyum ostiyumu düzeyinde Thebesian kapağı görülüyor. b) Koroner sinüs ostiyumunda ince hipodens bir bant şeklinde izlenen Thebesian kapağının koroner sinüs ostiyumunu tamamen kapattığı dikkati çekiyor.

bariyerleri göstermek ve KS ile ilgili işlemler öncesi kılavuz haritalama yapmak önemlidir.

Büyük Kardiyak Ven (BKV): Anterior interventriküler venin devamıdır. Sol atriyovenriküler oluk boyunca sol sirkumfleks artere paralel olarak seyrederek, Marshall veni ostiyumunda KS olarak sonlanır. Anterior interventriküler ven; anterior interventriküler septumu, her iki ventrikülün anterior yüzeyini, sol atriyumun bir parçasını ve kal-

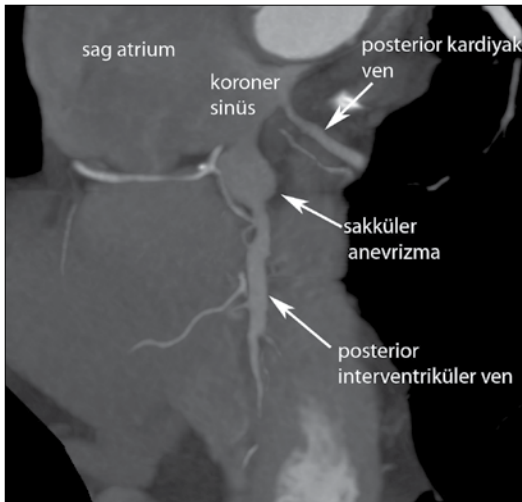
bin apikal bölgesini drene eder. Bilgisayarlı tomografi ile yapılan çalışmalarda popülasyonun tamamında izlenmiştir [5, 9]. Cerrahi öncesi bu anatomik bilgi RKP için önemli olabilir. Büyük kardiyak venler koroner ven anevrizmalarının en yaygın görüldüğü ikinci lokalizasyondur. Bilgisayarlı tomografi çalışmalarında %1,5 oranında görülür. Büyük kardiyak ven distalinde koroner baypas cerrahisi ile ilişkili olabilen anevrizmal dilatasyon saptanmıştır.

Posteriyor Interventriküler Ven (PİV):

Middle kardiyak ven ya da inferior interventriküler ven olarak adlandırılır. Bilgisayarlı tomografi çalışmalarında popülasyonun tamamında tespit edilmiştir [5, 9-11]. Kalbin apeksinden diyafragmatik yüzeyden başlar, posteriyor interventriküler olukta, sağ koroner arterin posteriyor desendan dalına paralel seyrederek Koroner sinüs ostiyumunun proksimal inferior bölgesine drene olur. İnterventriküler septumun posteriyor 2/3'ünü ile apikal bölgeyi ve ventriküllerin inferior duvarlarını drene eder. Posteriyor interventriküler venin distal parçası 4-5 mm çapında olup, insanların çoğunda dik açıyla, bir kısmında da dar açı yaparak KS'ye dökülür. Distal segmentinde çoğunlukla fuziform, daha az sıklıkla sakküler anevrizma izlenmektedir [5, 12]. **Koroner venlerin KS ile bileşke bölgesinde ortaya çıkan, özellikle divertiküler formdaki anevrizmalar ventriküler preeksitasyon gibi kardiyak aritmilerle ilişkili olduğu için klinik olarak önemlidir (Resim 5).**

EĞİTİCİ NOKTA

Posteriyor Kardiyak Ven (PKV): Sol ventrikülün diyafragmatik yüzü boyunca devam eder ve LMV ile PİV arasında seyrederek. Sol ventrikülün ya posteriyor ya da lateral kesiminden orijin alır ve KS içine drene olur. Lateral dalları sol ventriküler pacing için uygun-



Resim 5. Kalbin posteriyor yüzünün Maximum Intensity Projection (MIP) görüntüsünde posteriyor interventriküler ven proksimalinde aritmi kaynağı da olabilen sakküler anevrizma izleniyor.

dur. Koroner sinüs içine PİV'den önce drene olup, PİV ile yakın komşulukta seyrederek. Vakaların %25'inde PİV ile birleşerek KS'ye açılır [13, 14]. Bilgisayarlı tomografi çalışmalarında %62-87 oranında tespit edilmiştir [5, 11]. Genellikle KS ya da çok az vakada BKV'ye drene olur. Genellikle tek olmasına karşın multipl sayıda da izlenebilir. Distal çapı ortalama 2,4±1 mm'dir.

Sol Marjinal Ven (SMV): Lateral ven olarak adlandırılır. **Bu venler PİV ve AİV arasında kalan miyokardiyal duvarı drene ederler. Kardiyak resenkronizasyon tedavisinde ventriküler pacing için en uygun hedef venlerdir** [5, 9, 15]. Sol marjinal venler popülasyonun %60'ında tektir. Osteal düzeyde çapı 2,5 mm'dir. Distal miyokardiyal orijini çok farklılık göstermesine rağmen, genellikle KS'de (%80) ya da büyük kardiyak ven'de (%20) sonlanır [16, 17]. Bazen izole olarak sol atriyuma açılabilir [5]. Bilgisayarlı tomografi çalışmalarında %57-87 oranında saptanmıştır [5, 9-11]. Posteriyor kardiyak venin yokluğunda, SMV sol ventrikül posteriyor bölgesini drene eder. Bilgisayarlı tomografi çalışmalarda vakaların %12 SMV, %13'ünde PKV saptanmaz iken, neredeyse tüm vakalarda KRT tedavisi için uygun hedef ven izlenmektedir [5, 9]. En küçük lead çapı ancak 1,5 mm'den büyük venler için uygundur, bu nedenle ince kalibrasyonlu venler lead konulması için uygun değildir. Aynı zamanda, KS ile akut açılanma gösteren venlerde KRT'de lead yerleştirilmesi için uygun değildir [17].

Bu venler sol ventrikül miyokardını drene ederler, genellikle sirkumfleks arterin marjinal dalına paralel seyrederek. Çapı diğer koroner venlerde olduğu gibi değişken olup, kalp yetmezliği olan hastalarda geniştirilir.

Anteriyor Interventriküler Ven (AİV):

Anteriyor ven olarak da isimlendirilir. Kalbin apeksinden orijin alır. Anteriyor interventriküler olukta ilerler, sol anteriyor desendan artere paralel seyrederek BKV'nin başlangıcında sonlanır. Miyokardiyal köprüleşme vakalarının %8'inde AİV'in süperiorunda veya onun dal-

EĞİTİCİ NOKTA

larında tespit edilmiştir. Popülasyonun neredeyse tamamında KS olarak devam eder. Çok az bir kısmının süperior vena kavaya (%1), hatta sol atriya drenajı bildirilmiştir [5, 6].

Marshall Veni (MV): Oblik sol atriyal ven olarak da isimlendirilir. Bu ven sol süperior vena kavanın bir kalıntısıdır. Sol atriyumun lateral ve inferioru boyunca iner ve KS ostiyumunun yaklaşık 3 cm proksimalinde BKV ve KS'nin birleşim bölgesine dar bir açı yaparak katılır. Bu ven yaklaşık 2-3 cm uzunluğunda kısa bir vendir. Vakaların %5-12'sinde obliterasyon ve fibrozis nedeniyle bir kord gibi görülür [2, 5, 9]. Ortalama çapı 1 mm'dir. Popülasyonun %85-95'inde bulunur, ancak MV kateter koroner venöz anjiyografide vakaların %73'ünde, BT çalışmalarında ise %11-36'sında rapor edilmiştir [5, 9, 10, 18]. Bilgisayarlı tomografi ile bu venin gösterilmesi biraz zor olup, dikkatli ve detaylı değerlendirme gerektirir. Marshall veni koroner venler genişlediği için, sistolik görüntülerinde daha iyi değerlendirilir. Bu ven bazen atriyal taşiaritmilerin aktivasyon kaynağı olabilir. Marshall ven, KS ve BKV arasındaki sınırı tespit etmek için bir belirteç olarak kullanılmaktadır. Bu bölgede, Vieussens kapakları sıklıkla mevcuttur. Bu kapaklar, kateterin kardiyak venlerin içine ilerletilmesine engel olabilir [19].

Küçük Kardiyak Ven (KKV): Sağ koroner ven olarak da isimlendirilir. Ortalama çapı 1 mm olan küçük bir vendir. Popülasyonun %30-50'sinde bulunur. Bilgisayarlı tomografi çalışmalarında %19-46 oranında tespit edilebilmektedir [9, 10]. Sağ ventrikülün posterolateral duvarından KS (%85), İV (%12-29) ve nadir olarak da sağ atriya (%1) drene olur [5, 20-22].

Koroner venlerin BT görüntüleme tekniği

Koroner venöz haritalama için kullanılan teknik rutin koroner BT anjiyografide kullanılan tekniğe benzerdir. Koroner venöz sisteminin optimal görüntülemesi için, çekime kadar

olan gecikme süresi venöz taraf kontrast ile dolduktan 2-3 sn sonra olmalıdır. Otomatik tetikleme seviyesi trakeal bifürkasyonun yaklaşık 3 cm altına desendan aorta seviyesine olmalı, eşik değer olan 180 Hounsfield Ünitesi (HU)'ne ulaştıktan 4 sn sonra tarama başlatılmalıdır [7]. Kalp yetmezliği, kardiyomegali, düşük ejeksiyon fraksiyon değeri ve hastanın yaşı KVS'nin görüntülenmesini etkileyen faktörlerdendir.

Koroner venöz akım koroner arterlerden farklı olarak kardiyak siklus boyunca fazik bir paterne sahiptir [15, 22, 23]. Koroner sinüs ventriküler sistol boyunca ventriküler venlerden kan alır. Atriyal sistol sırasında kontrakte olup, kanı sağ atriya içine boşaltır. Bu yüzden koroner venlerin çapları genellikle geç sistol boyunca, middiyastole göre daha geniştir. Bu nedenle, koroner BT anjiyografi görüntülemesinde sistolik faz imajlarında koroner venler daha iyi değerlendirilmektedir. Bizim gözlemlerimize göre de, önceki çalışmalarla uyumlu olarak middiyastolik faz ile kıyaslandığında, sistolik fazda koroner ven çapının daha büyük olduğu dikkati çekmektedir [5, 11, 12]. Diyastolik faz görüntülerinde KS'nin dallarının çapları ve sayısı daha düşük olarak gözlenebilir. Bununla birlikte diyastolik faz imajlarının rezolüsyonu sistolik faza göre daha iyidir. Bu yüzden girişimsel işlemler öncesinde, koroner venlerin çapının doğru değerlendirmesi için hem sistolik hem de diyastolik faz görüntüleri birlikte incelenmelidir.

Koroner venöz sistemin kapakları

Thebesian kapak KVS'nin ilk bariyeridir. Yapısı ve boyutları oldukça değişkendir. Thebesian kapak kadavra çalışmalarında yaklaşık %80 oranında, BT çalışmalarında ise %72-77 oranında tespit edilmiştir [5, 9, 23-25]. Komplet sirküler kapak kalp spesmenlerinin %20-30'unda görülürken, %20 vakada ise Thebesian kapak hiç izlenmez. Venöz kapaklar, insan kalbinde yaygın olarak bulunurlar. Kardiyak resenkronizasyon tedavisi, RKP ve koroner ven kateterizasyonu öncesinde venöz kapakların varlığını ve lokalizasyonlarını bilmek

önemlidir. Koroner ven kapakları kılavuz tel ve kateterin ilerletilmesine, pacing leadin yerleştirilmesine engel olabilir [19]. Venöz kapaklar genellikle inkomplet, uniküspit olup, venlerin ostiyumunda bulunurlar. Büyük kardiyak ven, PİV ve PKV'ler ortalama 2,5-3 kapak bulunurken, SMV'lerde kapak sayısı daha azdır. Retrograt koroner venöz anjiyografi ve kardiyak BT anjiyografi KVS'nin gross anatomik özelliklerini ortaya çıkarmasına rağmen, bu yöntemlerle özellikle küçük venlerdeki venöz kapakları kolaylıkla göstermek zordur. Ancak Thebesian kapakları, BT ile neredeyse kadavra çalışmalarına yakın oranda göstermek mümkündür [5, 9]. **Thebesian kapak, KS ostiyumunda KS'nin sağ atriyumda sonlanan yerinde, ince hipodens bir bant şeklinde görülür. Vieussens kapak ise, KS ostiyumundan 32 mm±5 uzakta olup, yüksek kaliteli BT görüntülerde %50 oranında görüntülenebilir. Vieussens kapak seviyesi, vakaların %20'sinde KS-BKV düzeyinde vende lokal anüler bir daralmayla lokalize edilebilir.** Thebesian ve Vieussens kapaklar genellikle inkomplet olmasına karşın, başarılı kanülasyonu geciktirebilir. Vakaların küçük bir kısmında da (%16) Thebesian kapaklar, KS kanülasyonu yapmak için elverişsiz bir yapıya sahiptir [26]. Koroner sinüs ostiyumunu %75'den daha fazla kapatan kapak fibröz, fibromusküler ve ya musküler yapı içerebilir ya da ostiyum kapak ile tam olarak kapatılmış olabilir.

Kardiyak Resenkronizasyon Tedavisi (KRT)

Kardiyak resenkronizasyon tedavisi semptomatik, ilerlemiş kalp yetmezliği ve azalmış sol ventrikül sistolik fonksiyonu olan hastalarda kullanılan bir tedavi yöntemi haline gelmiştir. Bu tedavide amaç, kalbin sağ ve sol ventriküller sistemi arasındaki uygun senkronizasyonu yeniden sağlamaktır. Bu sebeple KRT için, sol ventrikülün iyi senkronizasyon göstermeyen duvarında bulunan uygun bir koroner ven dalına lead konulması gereklidir. Bu hastaların çoğunda kardiyomegali vardır. Koroner sinüsün geniş olması nedeniyle hedef venin/venlerin anatomik pozisyonu görülebilir. Bununla birlik-

te birçok yeni lead implantları ve lead taşıyıcı sistemlerine rağmen, hala teknik zorluklar devam etmektedir. Bu yöntemde pacing-lead, KS yoluyla BKV'nin dallarından birisine yerleştirilir. İşlemden önce venöz anatomisinin bilinmesi bu invazif prosedürü kolaylaştıracak ve başarı oranını arttıracaktır. Biventriküler pacemaker implantasyonu öncesinde uygunluk kriterini saptamak için, koroner ven haritasını non-invazif olarak değerlendirmek amacıyla MDBT yapılması önerilmektedir [5-7, 27, 28]. Kardiyak resenkronizasyon tedavisinden önce BT koroner venöz anjiyografide KS varyasyonlarının (hipoplazi, agenezi, duplikasyon, divertikül, subthebesian poş) varlığına ve yerleşim yerine (yüksek insersiyon gibi), anatomik bariyerlere (thebesian kapak, Vieussens kapak vb.), KS'nin çapına ve hedef ven çapına, hedef venin KS veya BKV ile olan açılanması ve tortiyozitesine bakılır. Lead implantasyonu için en ince hedef ven çapının 1,5 mm'nin üzerinde olması gereklidir [29]. Ayrıca KRT tedavisi sırasında işleme bağlı KS diseksiyonu, koroner ven perforasyonu, kateterin yerinden ayrılması, kardiyak tamponat ve hatta ölüme varan komplikasyonlar bildirilmiştir [30]. İşlem esnasında tortüöz, angüler ve vertikal seyirli ya da küçük çaplı KS, belirgin Thebesian valve-belirgin Vieussens valve gibi nedenler işleme başlarken KRT'ye engel teşkil edebilir. Ayrıca KRT için uygun dalın olmaması, hedef ven dallarının çok küçük ve ince çaplı olması, keskin açılı ve tortüöz olması, hedef vende darlık ve pace yerleştirilmesine engel olan venöz kapak olması gibi problemlerin çoğu, işlem öncesi koroner venöz BT anjiyografi ile tespit edilebilen durumlardır [29, 30].

Uygun olmayan anatomik pozisyon nedeniyle, hastaların %20'sinde uygun bir koroner vene elektrodu implante etmek mümkün olmayabilir. Böyle hastalarda, damarların doğru anatomik pozisyonlarının tespit edilmesi sol ventriküler pacingin başarısı için çok önemlidir [7-9, 29, 30]. Lead yerleştirilmesi için ortak hedef ven SMV veya PKV'den biridir. Koroner venöz BT anjiyografi, hedef venlerin segmental lokalizasyonunu tespit etmek ve anatomik bariyerleri göstermek için idealdir. Enfarkte doku ve canlı miyokart üzerine lead yerleştirilmekten kaçınılmalıdır [7]. Hedef

venin bölgesinde geniş bir skar dokusunun olması KRT tedavisine yetersiz cevap alınmasına neden olur. Bilgisayarlı tomografi koroner venöz anjiyografinin bir avantajı da, bazı vakalarda miyokarttaki skar dokusu ile hedef veni aynı anda gösterebilmesidir. Böyle bir durumda uygun bir hedef ven olsa da, skar dokusu olan bölgeye pace yerleştirilmesi önlenmiş olur [7, 29].

Retrograt kardiyopleji (RKP)

Kalp cerrahisi esnasında KS aracılığıyla kardiyoplejik solüsyonların verilmesidir. Retrograt kardiyopleji yaygın olarak kullanılan miyokardı koruma yöntemidir. Özellikle, ciddi koroner arter hastalığı olan vakalarda antegrat kardiyoplejinin (direkt olarak aortaya uygulanır) uygulanması mümkün olmayabilir. Ancak, bu yöntemde KS'nin ve dallarının anatomik varyasyonlarının bilinmesi önemlidir, bazı KVS varyasyonları RKP'nin dağılımını ve etkinliğini azaltabilir. Sonuçta kısmi ya da kötü miyokardiyal korumaya neden olabilir. Retrograt kardiyopleji işleminde KS kanülleri, sağ atriyumdan indirekt olarak yerleştirilir. Koroner sinüsün osteal atrezi ya da stenozu durumunda, KS varyasyonlarında, subthebesian poş varlığında, konjenital kalp hastalıklarında ve venöz drenaj anomalisi olanlarda RKP'yi uygulamak güçtür. Büyük kardiyak ven-AIV ve PİV'den de selektif retroinfüzyon ile kardiyoplejik solüsyon verilebilir. Bu venler, anatomik seyirleri nedeniyle selektif kardiyopleji verilmesi için uygundur. Sağ ventrikülün serbest duvarında kardiyoplejik solüsyonun dağılımı KS ve anterior kardiyak venler arasında direkt bağlantı olmadığı için genellikle kötüdür. Bu durum, özellikle kardiyak hipertrofisi olan hastalarda epikardiyal venlerden subendokardiyal venlere kan geçişi bozulduğu için probleme yol açabilir.

Konjenital kalp hastalıkları ve koroner venler

Konjenital kalp hastalıklarının tedavisindeki gelişmelerle birlikte bu hastaların yaşam süreleri de artmıştır. Bu nedenle, aritmi ve

kalp yetmezliği gibi uzun dönem komplikasyonların tedavisi önemli hale gelmiştir. Bu hastalarda, KRT ve radyofrekans ablasyon önemli tedavi alternatifleridir. Bilgisayarlı tomografi, erişkin konjenital kalp hastalıklarında kardiyak morfoloji ve koroner damarların değerlendirilmesinde önemli rol oynar. Büyük arterlerin transpozisyonu (BAT), sağ ventrikül disfonksiyonu ve komplet kalp bloğu nedeniyle bazen cihaz implantasyonu gereklidir [31]. Ancak bu hastalarda koroner arter anatomisi iyi tanımlanmış olmasına rağmen, koroner venlerin anatomisi çok iyi bilinmemektedir. Bu hastalarda, venöz anatomisinin bilinmesi perkütan kardiyak prosedürleri planlamayı kolaylaştırır [31]. Büyük arter transpozisyon hastalarının çoğunda KS'de atrezi gelişir ve KS direkt sağ atriyum içine drene olur. Büyük kardiyak ven ve sol ventrikülün posteriyor venleri BAT'da etkilenir. Vakaların %15'inde KS'nin ostiyumunun atrezik olması ve yüksek osteal lokalizasyon nedeniyle, KS ostiyumunu bulmak zor olabilir. Koroner sinüsde atrezi ya da hipoplazide koroner venler multipl Thebesian venler yoluyla atriyuma drene olur. Büyük arter transpozisyonunda ventriküler venöz anatomi anormaldir. Bununla birlikte sistemik sağ ventriküle yaklaşım gerektiği zaman, perkütan lead ya da kateter yerleştirilmesi için geniş interventriküler ve Thebesian venler bir seçenek olabilir. Koroner sinüs orifisi atrezisinde venöz dönüş persistan sol süperior vena kava ile ya da kalp odacıklarına direkt (sol atriyum tabanındaki açıklıklar ile ya da atriyum içine KS dallarından) olur. Sol süperior vena kava ve KS atrezisi ile ilişkili diğer kardiyak lezyonlar atriyal septal defekt, ventriküler septal defekt, büyük damarların transpozisyonu, triküspit atrezi ve mitral atrezidir [32-34].

Perkütan mitral anüloplasti (PMA)

Bu yaklaşım, mitral anülüsün koroner sinüs ile olan yakın komşuluğu temel alınarak geliştirilmiştir. Üç bölmeden oluşan cihazın, distalde kendiliğinden genişleyen bir çapa bölgesi, orta kısmında yayı andırır bir köprüsü ve yine proksimalinde kendiliğinden genişleyebilir bir

başka çapa kısmı mevcuttur. Distal çapa ana kardiyak vene yerleştirilirken, proksimaldeki çapa koroner sinüs girişine oturtulur. Ortadaki yayı andıran köprü, vücut sıcaklığında kısalma özelliğine sahiptir. Biyolojik olarak çözünebilir dikişler köprü bölgesinde olup, bunlar implantasyon sonrası erken dönemde kışalmayı engellerler. Ancak zamanla çözünen bu dikişler, köprü bölgesinin kışalmasını olanaklı kılar. Her iki uçtaki çapalar, ortadaki köprü gerilip kısılırken proksimal koroner sinüsü ve ana kardiyak veni bir arada tutup çekerek, posteriyor mitral anülüsün öne doğru konumlanmasını ve böylelikle mitral anülüs çapı ile septal-lateral mesafenin azalmasını sağlayarak hastalığın progresyonunu önlerler [34, 35]. Perkütan mitral anüloplasti açık kalp ameliyatının kontrendike olduğu, başlıca dilate iskemik veya non-iskemik kardiyomiyopati, azalmış sol ventriküler ejeksiyon fraksiyonlu hastalarda, mitral regürjitasyonun palyatif tedavi yöntemidir [34, 35]. Ayrıca PMA cihazının doğru konumlandırılması ve implante edilmesi için KS-BKV'ın uzunluğu, çapları ve varyasyonları önemlidir. Koroner sinüs mitral anülüsün posteriyor kesiminde seyrederek. Perkütan mitral anüloplastinin başarısı KS'nin mitral anülüse yakınlığına bağlıdır. Koroner sinüs ve mitral anülüsün yakınlığı PMA'nın başarısını artırır. Fakat mitral regürjitasyonda sol atriyal genişleme ile KS ve mitral anülüsün ayrımı sol serbest duvar lokalizasyonda artar. İşlem esnasında, sol sirkümfleks arter ve dallarının KS-BKV'ye yakınlığı yüzünden koroner damarların potansiyel hasarı miyokardiyal enfarktüsüne neden olabilir. Ayrıca PMA, KS koroner ven rüptürüne ve diseksiyonuna neden olabilir. Koroner sinüs ve koroner venler ince duvara sahip oldukları için hasar gördüklerinde tamir edilmesi oldukça güçtür [34, 35]. Bundan dolayı işlem öncesi KS ve dallarının değerlendirilmesi, KRT ve PMA için çok önemlidir. Kalbin BT anjiyografisi; mitral anülüs, KS anatomisi ve bunların koroner arterlerle ilişkisi açısından non-invazif bilgi sağlar. Mitral kapak anülüsünde ciddi kalsifikasyonu olan hastalarda cerrahi yaklaşım perkütanöz yolla tercih edilir.

Kaynaklar

- [1]. von Lüdinghausen M. Clinical anatomy of cardiac veins, Vv. cardiaca. Surg Radiol Anat 1987; 9: 159-68.
- [2]. von Lüdinghausen M. The venous drainage of the human myocardium. Adv Anat Embryol Cell Biol 2003; 168: 1-104.
- [3]. Ortale JR, Gabriel EA, Iost C, Márquez CQ. The anatomy of the coronary sinus and its tributaries. Surg Radiol Anat 2001; 23: 15-21.
- [4]. Mlynarski R, Mlynarska A, Tendera M, Sosnowski M. Coronary sinus ostium: the key structure in the heart's anatomy from the electrophysiologist's point of view. Heart Vessels 2011; 26: 449-56.
- [5]. Genç B, Solak A, Şahin N, Gür S, Kalaycıoğlu S, Öztürk V. Assessment of the coronary venous system by using cardiac CT. Diagn Interv Radiol 2013; 19: 286-93.
- [6]. Shah SS, Teague SD, Lu JC, Dorfman AL, Kazerooni EA, Agarwal PP. Imaging of the coronary sinus: normal anatomy and congenital abnormalities. Radiographics 2012; 32: 991-1008.
- [7]. Saremi F, Muresian H, Sánchez-Quintana D. Coronary veins: comprehensive CT-anatomic classification and review of variants and clinical implications. Radiographics 2012; 32: 1-32.
- [8]. Saremi F, Krishnan S. Cardiac conduction system: anatomic landmarks relevant to interventional electrophysiologic techniques demonstrated with 64-detector CT. Radiographics 2007; 27: 1539-65.
- [9]. Malagò R, Pezzato A, Barbiani C, Sala G, Zamboni GA, Tavella D, et al. Noninvasive cardiac vein mapping: role of multislice CT coronary angiography. Eur J Radiol 2012; 81: 3262-9.
- [10]. Jongbloed MR, Lamb HJ, Bax JJ, Schuijf JD, de Roos A, van der Wall EE, et al. Noninvasive visualization of the cardiac venous system using multislice computed tomography. J Am Coll Cardiol 2005; 45: 749-53.
- [11]. Mlynarski R, Mlynarska A, Sosnowski M. Anatomical variants of coronary venous system on cardiac computed tomography. Circ J 2011; 75: 613-8.
- [12]. Saremi F, Channal S, Sarlaty T, Tafti MA, Milliken JC, Narula J. Coronary venous aneurysm in patients without cardiac arrhythmia as detected by MDCT: an anatomic variant or a pathologic entity. JACC Cardiovasc Imaging 2010; 3: 257-65.
- [13]. Ortale JR, Gabriel EA, Iost C, Márquez CQ. The anatomy of the CS and its tributaries. Surg Radiol Anat 2001; 23: 15-21.
- [14]. Lüdinghausen M, Ohmachi N, Boot C. Myocardial coverage of the CS and related veins. Clin Anat 1992; 5: 1-15.
- [15]. Morgan JM, Delgado V. Lead positioning for cardiac resynchronization therapy: techniques and priorities. Europace 2009; 11: 22-8.
- [16]. PejkoVIC B, Bogdanovic D. The great cardiac vein. Surg Radiol Anat 1992; 14: 23-8.

- [17]. Saremi F, Thonar B, Sarlaty T, Shmayevich I, Malik S, Smith CW, et al. Posterior interatrial muscular connection between the coronary sinus and left atrium: anatomic and functional study of the coronary sinus with multidetector CT. *Radiology* 2011; 260: 671-9.
- [18]. de Oliveira IM, Scanavacca MI, Correia AT, Sosa EA, Aiello VD. Anatomic relations of the Marshall vein: importance for catheterization of the coronary sinus in ablation procedures. *Europace* 2007; 9: 915-9.
- [19]. Karaca M, Bilge O, Dinçkal MH, Üçerler H. The anatomic barriers in the coronary sinus: implications for clinical procedures. *J Interv Card Electrophysiol* 2005; 14: 89-94.
- [20]. Parsonnet V. The anatomy of the veins of the human heart with special reference to normal anastomotic channels. *J Med Soc N J* 1953; 50: 446-52.
- [21]. Ortale JR, Gabriel EA, Iost C, Márquez CQ. The anatomy of the coronary sinus and its tributaries. *Surg Radiol Anat* 2001; 23: 15-21.
- [22]. Cendrowska-Pinkosz M. The variability of the small cardiac vein in the adult human heart. *Folia Morphol (Warsz)* 2004; 63: 159-62.
- [23]. Maros TN, Rácz L, Plugor S, Maros TG. Contributions to the morphology of the human coronary sinus. *Anat Anz* 1983; 154: 133-44.
- [24]. Silver MA, Rowley NE. The functional anatomy of the human coronary sinus. *Am Heart J* 1988; 115: 1080-4.
- [25]. Roberts JT. Arteries, veins, and lymphatic vessels of the heart. In: Luisada AA, ed. *Development and structure of the cardiovascular system*. New York, NY: McGraw-Hill, 1958; 85-118.
- [26]. Mak GS, Hill AJ, Moisiuc F, Krishnan SC. Variations in Thebesian valve anatomy and coronary sinus ostium: implications for invasive electrophysiology procedures. *Europace* 2009; 11: 1188-92.
- [27]. Hendel RC, Patel MR, Kramer CM, Poon M, Hendel RC, Carr JC, et al. ACCF/ACR/SCCT/SCMR/ASNC/NASCI/SCAI/SIR 2006 appropriateness criteria for cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging: A report of the American College of Cardiology Foundation Quality Strategic Directions Committee Appropriateness Criteria Working Group, American College of Radiology, Society of Cardiovascular Computed Tomography, Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, American Society of Nuclear Cardiology, North American Society for Cardiac Imaging, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and Society of Interventional Radiology. *J Am Coll Cardiol* 2006; 48: 1475-97.
- [28]. Doğanay S, Karaman A, Gündoğdu F, Duran C, Yalçın A, Kantarcı M. Usefulness of multidetector computed tomography coronary venography examination before cardiac resynchronization therapy. *Jpn J Radiol* 2011; 29: 342-7.
- [29]. Hasdemir C. Cardiac resynchronization therapy: implantation tips and tricks. *Anadolu Kardiyol Derg* 2007; 7: 53-6.
- [30]. Burkhardt JD, Wilkoff BL. Interventional electrophysiology and cardiac resynchronization therapy: delivering electrical therapies for heart failure. *Circulation* 2007; 115: 2208-20.
- [31]. Bottega NA, Kapa S, Edwards WD, Connolly HM, Munger TM, Warnes CA, et al. The cardiac veins in congenitally corrected transposition of the great arteries: delivery options for cardiac devices. *Heart Rhythm* 2009; 6: 1450-6.
- [32]. Mantini E, Grondin CM, Lillehei CW, Edwards JE. Congenital anomalies involving the coronary sinus. *Circulation* 1966; 33: 317-27.
- [33]. Gerlis LM, Gibbs JL, Williams GJ, Thomas GD. Coronary sinus orifice atresia and persistent left superior vena cava. A report of two cases, one associated with atypical coronary artery thrombosis. *Br Heart J* 1984; 52: 648-53.
- [34]. del Valle-Fernández R, Jelnin V, Panagopoulos G, Ruiz CE. Insight into the dynamics of the coronary sinus/great cardiac vein and the mitral annulus: implications for percutaneous mitral annuloplasty techniques. *Circ Cardiovasc Interv* 2009; 2: 557-64.
- [35]. Rumisek JD, Pigott JD, Weinberg PM, Norwood WI. Coronary sinus septal defect associated with tricuspid atresia. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1986; 92: 142-5.

Koroner Venöz Anatomisinin MDBT ile Değerlendirilmesi ve Klinik Önemi

Berhan Genç, Erkan Yılmaz

Sayfa 155

Koroner sinüs varyasyonlarının çoğu, hemodimamik öneme sahip olmamasına rağmen, bu varyasyonlar sol ventriküler pacing, radyofrekans ablasyon gibi işlemlerde KS'nin kanülasyonunu zorlaştırabilir.

Sayfa 157

Koroner venlerin KS ile bileşke bölgesinde ortaya çıkan, özellikle divertiküler formdaki anevrizmalar ventriküler preeksitasyon gibi kardiyak aritmilerle ilişkili olduğu için klinik olarak önemlidir.

Sayfa 157

Bu venler PİV ve AİV arasında kalan miyokardiyal duvarı drene ederler. Kardiyak resenkronizasyon tedavisinde ventriküler pacing için en uygun hedef venlerdir.

Sayfa 158

Koroner venöz akım koroner arterlerden farklı olarak kardiyak siklus boyunca fazik bir paterne sahiptir. Koroner sinüs ventriküler sistol boyunca ventriküler venlerden kan alır. Atriyal sistol sırasında kontrakte olup, kanı sağ atriyum içine boşaltır. Bu yüzden koroner venlerin çapları genellikle geç sistol boyunca, middiyastole göre daha geniştir. Bu nedenle, koroner BT anjiyografi görüntülemesinde sistolik faz imajlarında koroner venler daha iyi değerlendirilmektedir.

Sayfa 159

Thebesian kapak, KS ostiyumunda KS'nin sağ atriyumda sonlanan yerinde, ince hipodens bir bant şeklinde görülür. Vieussens kapak ise, KS ostiyumundan 32 mm±5 uzakta olup, yüksek kaliteli BT görüntülerde %50 oranında görüntülenebilir. Vieussens kapak seviyesi, vakaların %20'sinde KS-BKV düzeyinde vende lokal anüler bir daralmayla lokalize edilebilir.

Koroner Venöz Anatominin MDBT ile Değerlendirilmesi ve Klinik Önemi

Berhan Genç, Erkan Yılmaz

1. Aşağıdaki koroner venlerden hangisi kardiyak resenkronizasyon lead konulması için en uygun hedef venlerden biridir?
 - a. Posteriyor inferior kardiyak ven
 - b. Küçük kardiyak ven
 - c. Sol marjinal ven
 - d. Anteriyor interventriküler ven
2. En sık koroner ven anevrizması hangi koroner vende izlenir?
 - a. Marshall veni
 - b. Anteriyor kardiyak ven
 - c. Thebesian ven
 - d. Posteriyor interventriküler ven
3. Sol süperior vena kavanın embriyonik kalıntısı olan, aritmi odağı olduğu için bazen radyofrekans ablasyon tedavisi gerektiren ve koroner sinüs ve büyük kardiyak veni ayıran koroner ven hangisidir?
 - a. Posteriyor kardiyak ven
 - b. Sol marjinal ven
 - c. Küçük kardiyak ven
 - d. Marshall veni
4. Aşağıdakilerden hangisi koroner venöz sistemin doğal bariyerlerinden değildir?
 - a. Thebesian kapağı
 - b. Vieussens kapağı
 - c. Subthebesian poş
 - d. Sol marjinal ven anevrizması
5. Kardiyak resenkronizasyon tedavisi öncesinde çekilen koroner BT venografide aşağıdakilerden hangisine dikkat edilmez?
 - a. Koroner sinüsün yerleşim yeri
 - b. Hedef venin çapı
 - c. Anatomik bariyerler
 - d. Hedef venin duplikasyonu

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

Mecit Kantarcı¹, Aylin Okur²

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

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

²Bozok Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Yozgat, Türkiye

✉ Mecit Kantarcı • akkanrad@hotmail.com

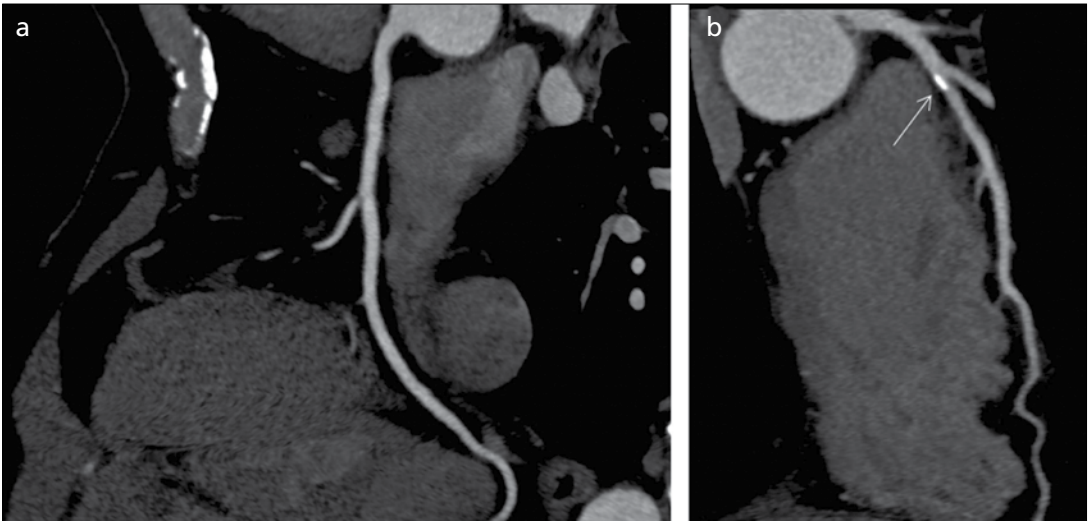
farklı olarak, z eksenini (hasta masası yönü) boyunca dizilimli çok sıralı dedektör sistemi bulunmaktadır [1, 2]. Kalbin tamamını bir defada görüntülemek amacıyla, z ekseninin kapsama alanını arttırmak için, daha büyük dedektör panelleri olan yeni tarayıcılar geliştirilmiştir. Z ekseninin genişletilmesi, 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 tetiklemeleli 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 tetiklemeleli 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.

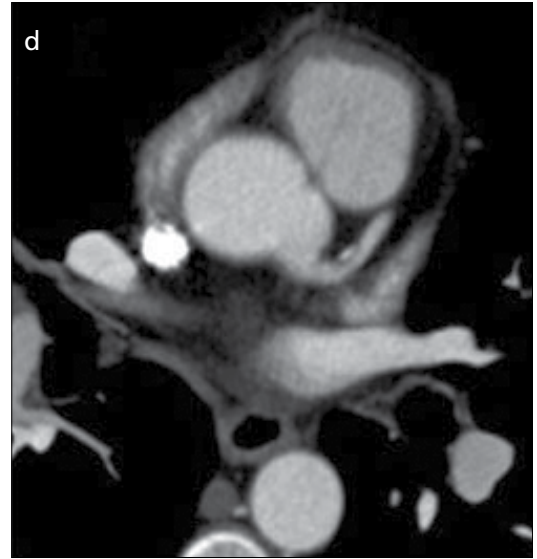
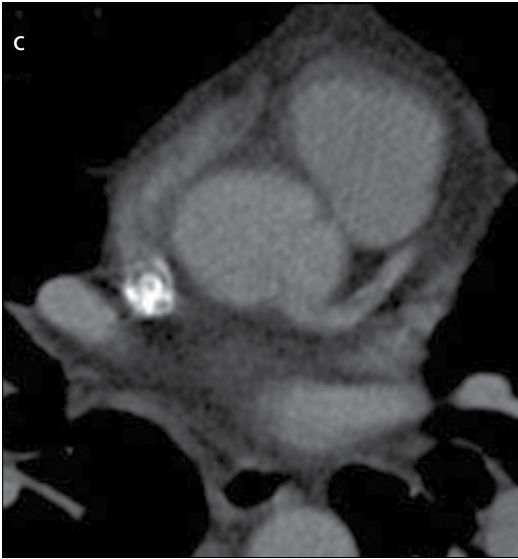
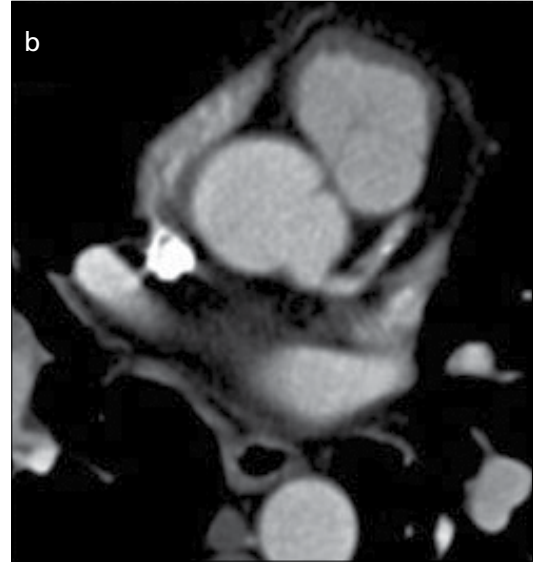
ilk raporlar, insan kalp spesmenlerinde ve domuz kalbinde en ince koroner arterlerde gösterilmiştir [10]. Kontrast çözünürlüğünün düşük olması ve gantri rotasyon süresinin uzun olması, *in vivo* uygulamalar için limitasyon oluşturmaktadır. Ancak, uzaysal çözünürlüğünün yüksek olması sebebiyle, özellikle 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 atenuasyon değerleri (HU) temel alınır. Atenuasyon, 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 atenuasyon 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 değişiklik olabilir. Düşük kV uygulamasının avantajları, kontrast madde miktarının ve radyasyon dozunun daha

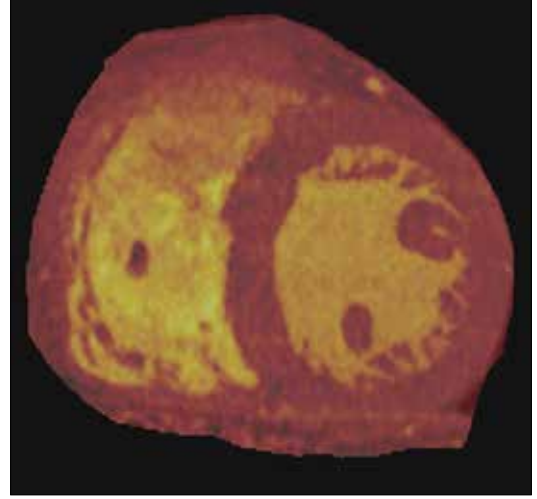


Resim 3. a-d. Çift enerjili BT ile elde edilen görüntüler. Kontrastsız koroner BT anjiyografi (a), 100 kV (b), 140 kV (c) ve miks (d) görüntüler.

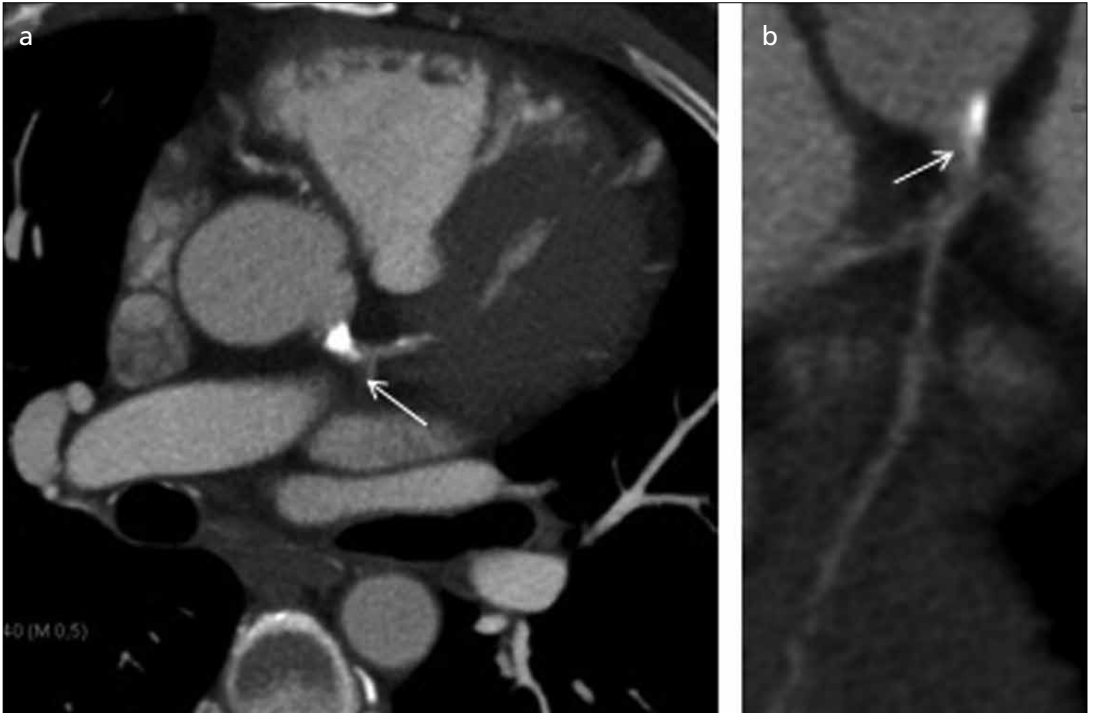
az olmasıdır [17]. Düşük ve yüksek kV uygulamalarındaki, materyal atenüasyon değerlerinde ortaya çıkan farklılıklar göz önüne alındığında, iyotun suya, dokuya veya kemiğe oranla dansitesinin az veya fazla olmasına göre materyalin yapısal analizi matematiksel olarak yapılabilir. Çalışmalar, DEBT'nin koroner 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

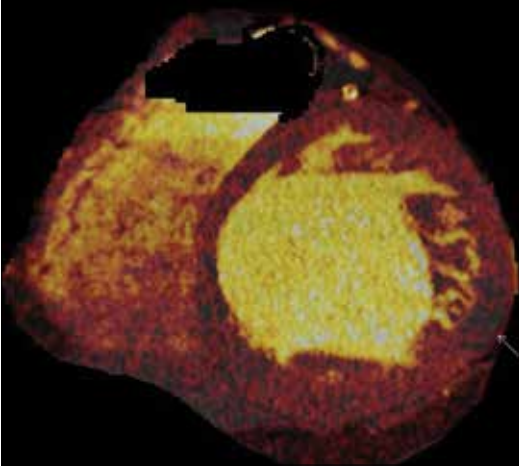
İdeal bir kardiyak değerlendirme, koroner arter anatomisi yanında, fonksiyonel bilgiyi de içermelidir. Çünkü koroner stenoz, daima miyokardiyal perfüzyon bozukluğu anlamına gelmeyebilir. Sol ventrikülün subendokardiyal



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 DE-BT’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-¹⁸F-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 ¹⁸F-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 anatomiyi 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



Print ISSN 2148-1202
Electronic ISSN 2148-1210
turkradyolojiseminerleri.org