

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE YAPILAN KORONER
ANJİOGRAFİNİN KATATER KORONER ANJİOGRAFİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dr.Adem KARAMAN

Tez Yöneticisi

Yrd.Doç.Dr.Mecit KANTARCI

Uzmanlık Tezi

ERZURUM-2006

İÇİNDEKİLER

<u>KONU</u>	<u>SAYFA NO</u>
İçindekiler	I
Onay	II
Teşekkür Sayfası	III
Özet	IV
Summary	V
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Koroner Arterler	3
2.1.1. Normal Koroner Arter Anatomisi	3
2.1.2. Koroner Arterlerin Segmental Anatomisi	7
2.1.3. Koroner Venler	7
2.1.4. Koroner Arter Varyasyonları	8
2.1.5. Koroner Arter Anomalileri	9
2.1.6. Koroner Arter Anevrizmaları	14
2.1.7. Myokardiyal Bridging	14
2.2. Obstrüktif Koroner Arter Hastalıkları	15
2.2.1. Koroner Arter Kalsifikasyonu ve Aterosklerotik Plak Yüğü	15
2.2.2. Koroner Arter Ateroskleroza	18
2.2.3. Aterosklerotik Plak Morfolojisi	20
2.2.4. Aterosklerotik Plakların Tomografik Morfolojisi	21
2.2.5. Koroner Arter Stenoz Sınıflaması	22
2.3. Koroner Arter Görüntüleme Yöntemleri	23
2.3.1. Kateter Koroner Anjiyografi	23
2.3.2. İntrakoroner Ultrasonografi	24

2.3.3. Elektron Beam Tomografi	26
2.3.4. Manyetik Rezonans Anjiografi	27
2.3.5. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM	45
3.1. Hasta Seçimi ve Hazırlığı	45
3.2. Çekim Protokolü	45
3.3. Görüntülerin Yorumlanması ve Karşılaştırılması	46
4. BULGULAR	48
5. RESİMLERLE OLGU ÖRNEKLERİ	52
6. TARTIŞMA VE SONUÇ	59
7. KAYNAKLAR	64

ONAY

“Bilgisayarlı Tomografi İle Yapılan Koroner Anjiografinin Katater Koroner Anjiografi İle Karşılaştırılması” isimli çalışmamız Radyoloji Anabilim Dalı'nın 02. 05.2005 tarih ve 96 sayılı yazısına istinaden, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu'nun 13. 05.2005 tarih ve 5 sayılı oturumun 17 sayılı kararı ve Dahili Tıp Bilimleri Bölüm Kurulu'nun 20. 06.2005 tarih ve 3 sayılı oturumun 21 sayılı kararı ile tez çalışması olarak uygun görülmüş ve onay verilmiştir.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamda büyük emeği geçen tez yöneticim Yrd. Doç.Dr. Mecit KANTARCI'ya,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince; yakın ilgi ve deneyimleri ile beni destekleyen bölüm başkanım Prof. Dr. Adnan OKUR'a,

Kıymetli hocalarım Prof. Dr. Zeki BAKIR'a, Prof. Dr. Akın LEVENT'e, Prof. Dr. Selami SUMA'ya, Doç. Dr. Pınar POLAT'a, Yrd. Doç. Dr. Suat EREN'e, Yrd. Doç. Dr. Fatih ALPER'e, Yrd. Doç. Dr. Ömer ÖNBAŞ'a,

Birlikte çalışmaktan onur duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma, tez çalışmama katkıları bulunan kardiyoloji kliniği doktorlarına, radyodiagnostik anabilim dalımızda görev yapan sekreter, hemşire, teknisyen ve personeline,

Canım anneme ve tüm dostlarıma,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Epidemiyolojik önemi nedeniyle koroner arter hastalığının tanısı büyük önem taşır. Bu konuda altın standart olarak kabul edilen yöntem kateter koroner anjiyografidir. Bilgisayarlı tomografi teknolojisindeki gelişmeler sayesinde çok küçük damarların da görüntülenebilir olması, koroner vasküler yapıların tomografi ile değerlendirilmesine imkan sağlamıştır. Tarayıcılarla ilgili teknolojik gelişmeler, kalp atım hızı düşük olan ve uygun prosedürle çekilen hastalarda çok kesitli bilgisayarlı tomografi(ÇKBT) koroner anjiyografinin, koroner arterlerdeki patolojileri yüksek duyarlılıkla tespit edebildiğini göstermektedir. ÇKBT' nin kalp görüntülenmesinde kullanımını ön plana çıkaran özellikleri; artmış dedektör sayısı, gantri rotasyonunun hızlı oluşu, kalınlığının incilmesi, X ışınından yararlanma faktöründeki artış, kısmi tarama verilerinden yeniden görüntü oluşturulması ve değişik fazlardan elde edilen verileri birleştiren kapsamlı algoritmalar kullanmasıdır.

Çalışmamızın amacı koroner arterlerde stenotik lezyonlarının değerlendirmesinde, ÇKBT anjiyografinin kateter koroner anjiyografiye kıyasla avantaj ve dezavantajlarını belirlemektir.

ÇKBT' nin kalp görüntülenmesinde başarılı kullanımı, uygun görüntüleme teknikleri ile rekonstrüksiyon yöntemlerinin doğru uygulanmasına ve yöntemin kısıtlılıklarının yeterince bilinmesine bağlıdır.

Koroner arter stenozu tespitinde ÇKBT' nin başarısı stenozun yerine göre farklılıklar gösterir, daha proksimaldeki büyük çaplı ve hareket artefaktının daha az olduğu arterlerde stenozun ortaya konulabilmesi veya normal lümen ve duvar yapılarının belirlenebilmesi daha kolaydır. Biz de çalışmamızda proksimal segment stenozlarını tespit etmedeki başarılarımızı, orta ve distal segmentlerdekine göre belirgin yüksek bulduk. Çalışmamızda, orta ve distal gruba dahil segment stenozlarını tespit etmedeki sonuçlarımız sırasıyla %84-%79 sensitivite, %92-%88 spesifisite, %94-%92 pozitif prediktif değer ve %79-%70 negatif prediktif değerdir. Ayrıca orta ve distal gruba dahil olan toplam 638 segmentte %50 ve daha fazla orandaki stenozların tespitindeki sonuçlarımız ise %93 sensitivite, %96 spesifisite, %98 pozitif prediktif değer ve %90 negatif prediktif değerdir.

ÇKBT koroner anjiyografi ile ilgili yapılan çok sayıda çalışma göstermektedir ki; devamlı artan başarı oranları ve teknolojisindeki gelişmeler sayesinde ÇKBT gelecekte koroner anjiyografide, çok daha etkin ve yaygın olarak kullanılmaya aday tetkiktir.

Anahtar kelimeler: ÇKBT, koroner anjiyografi, stenoz, varyasyon.

SUMMARY

Diagnosis of the coroner artery disease has a great importance because it is an epidemic disease. Catheter coroner angiography is a method which is accepted as a gold standard in this subject. Visualization of the very small vessels by means of developments in the technology of computer tomography enables us to evaluate coronary arteries by using tomography. The technologic developments in scanners showed that MDCT coroner angiography can determine pathologies in coroner arteries sensitively for the patients with a low heartbeat, whose MDCT coroner angiography were obtained by using suitable procedures. The properties of MDCT which provide the use of it for visualization of the heart are as follows; increase in detector number, speed in gantry rotation, and thinness of cross section thickness, increase in usefulness of X-rays, reconstruction from partly scanning data and the use of algorithms which combine the data from different phase.

The aim of this study is to reveal advantage and disadvantage of MDCT coroner angiography in comparison with catheter coroner angiography.

The successful use of MDCT depends on correct application of reconstruction procedures and understanding of the limits of the method.

In determination of coronary artery stenosis, the successes of MDCT vary depending on the place of stenosis. It is, easier to determine stenosis and show normal wall structures in the proximal arteries with large dimension where artifacts of motion are rare. In this study, we found that our success in determination of stenosis in proximal segments was higher than that in middle and distal segments. We found that the sensitivity was %84-%79, the specificity was %92-%88, PPV was %94-%92 and NPV was %79-%70 for middle and distal segments, respectively, in our study. In addition, in determining stenosis which is %50 and higher for total 638 segments included in middle and distal groups, the sensitivity was %93, the specificity was %96, PPV was %98 and NPV was %90.

The studies carried out by using MDCT coroner angiography show that this method is a one which will be able to use commonly and efficiently in the future by means of rapid developments in MDCT technology and success ratios increasing continually.

Keywords: MDCT, coroner angiography, stenosis, variation.

1. GİRİŞ

Koroner arter hastalığı (KAH), farklı medikal ve girişimsel tedavi stratejilerine rağmen ekonomik olarak gelişmiş ülkelerdeki ölüm nedenlerinin başında gelir (1). Koroner arter hastalığının en sık nedeni ise koroner arter aterosklerozuna bağlı olarak gelişen arteriyel kan akımındaki azalmadır.

Epidemiyolojik önemi nedeniyle koroner arter hastalığının tanısı büyük önem taşır. Bu konuda altın standart olarak kabul edilen kateter koroner anjiografinin (KKA) en önemli avantajları; yüksek uzaysal çözünürlüğü ve ek girişimsel işlemlere olanak tanımasıdır. Kateter anjiyografi, koroner arterlerin lümen morfolojisi hakkında bilgi vermesine rağmen, damar duvarında düzensizliğe neden olan plağın yapısı hakkında yeterince bilgi verememektedir. Gelişmiş yeni kateter tekniklerine rağmen koroner kateterizasyonun invaziv olması, bazı risklerin ve komplikasyonların eşlik etmesi, yüksek maliyeti ve hastaların üçte birinde balon dilatasyonu ve stent yerleştirilmesi gibi tedaviye yönelik gereksinimin ortaya çıkması tanısal amaçlı daha düşük maliyetli ve invaziv olmayan görüntüleme yöntemi arayışına neden olmuştur (2).

Koroner arter hastalığı tanısında daha ekonomik ve düşük risk taşıyan alternatif tanısal prosedürler olan manyetik rezonans görüntüleme (MRG), intrakoroner ultrason, elektron beam tomografi (EBT) ve çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) gibi tetkikler üzerinde yoğun çalışmalar günümüzde de devam etmektedir (3).

Bilgisayarlı tomografi teknolojisindeki gelişmeler sayesinde çok küçük damarların da görüntülenebilir olması, koroner vasküler yapıların tomografi ile değerlendirilmesine imkan sağlamıştır (4–7). Tarayıcılarla ilgili teknolojik gelişmeler, kalp atım hızı düşük olan ve uygun prosedürle çekilen hastalarda ÇKBT koroner anjiografinin, koroner arterlerdeki patolojileri yüksek duyarlılıkla tespit edebildiğini göstermektedir (4). ÇKBT' nin kalp görüntülenmesinde kullanımını ön plana çıkaran özellikleri; artmış dedektör sayısı, gantri rotasyonunun hızlı oluşu, kesit kalınlığının incelenmesi, x ışınından yararlanma faktöründeki artış, kısmi tarama verilerinden yeniden görüntü oluşturulması ve değişik fazlardan elde edilen verileri birleştiren kapsamlı algoritmalar kullanmasıdır (8–11).

Kesitsel görüntüleme yöntemi olan ÇKBT koroner anjiyografi ile damar lümeni yanı sıra damar duvarı da değerlendirilebilir. Aksiyel ve 3D görüntüler ile koroner arterlerin normal anatomik seyri hakkında oldukça yararlı bilgiler elde edilir (12).

ÇKBT ile koroner anjiografinin kullanım alanları; aterosklerotik plakların tespiti, koroner arter stenozunun derecelendirilmesi, koroner arter by-pass greftlerinin kontrolü,

stentlerin lümen açıklığının kontrolü, koroner arter anatomisinin ve varyasyonlarının değerlendirilmesi ve aorto-ostial lezyonların tespitidir (12). Bunun dışında uygun görüntüleme tekniğinin ve rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanımına bağlı olarak diyastol sonu volüm, sistol sonu volüm, ejeksiyon fraksiyonu, ventrikül duvar hareketleri, miyokard perfüzyonu, skar oluşumu ve kardiyak kontraktilite de değerlendirilebilir (13).

Son zamanlarda ÇKBT koroner anjiyografi ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda proksimal segmentlerdeki stenozları tespit etme duyarlılığının distale göre daha yüksek olduğu bulunmuştur (4, 5, 13).

ÇKBT'nin kalp görüntülenmesinde başarılı kullanımı, uygun görüntüleme teknikleri ile rekonstrüksiyon yöntemlerinin doğru uygulanmasına ve yöntemin kısıtlılıklarının yeterince bilinmesine bağlıdır.

Biz çalışmamızda koroner arterlerde stenotik lezyonlarının değerlendirmesinde, ÇKBT'nin kateter koroner anjiyografiye kıyasla avantaj ve dezavantajlarını araştırdık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Koroner Arterler

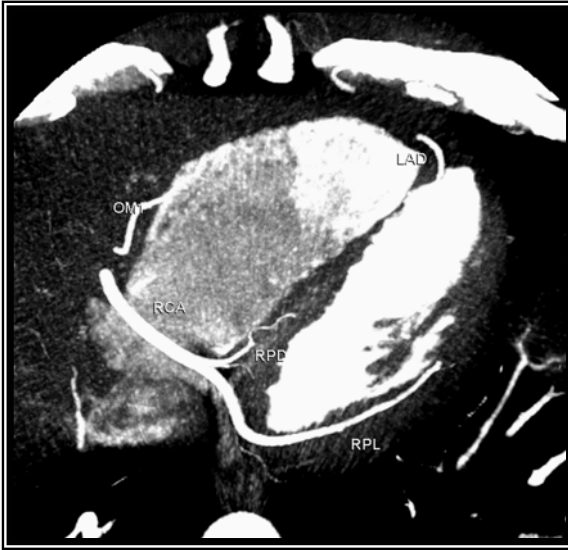
2.1.1. Normal Koroner Arter Anatomisi

Kalbin embriyolojik gelişiminin ilk aşamalarında miyokardiyal hücrelerin beslenmesi, tamamı ile ventriküler kavite içerisindeki dolaşımdan diffüzyonla sağlanmaktadır. Miyokard gelişip kalınlaştıkça beslenmenin yeterli olabilmesi için yüzeyini artırmaya yönelik olarak trabekülasyonlar oluşturur. Daha sonra bu trabekülasyonlar sinüzoidlere dönüşerek miyokard derinliklerindeki hücrelerin de beslenmesi sağlanır. Bir süre sonra sinüzoidal dolaşım da yetersiz kalır. Bu aşamada karaciğerden göçen bazı hücreler kalbin etrafını sararak epikard tabakasını ve yüzeyel koroner dolaşım sistemini oluşturur. Bu ilkel dolaşım sistemi daha sonra subepikardiyal mezenkimal hücrelerle birleşerek miyokardın derinliklerinin de beslenmesini sağlarken diğer yandan aortaya doğru ilerleyerek sinüslerine penetre olur (14).

Koroner arterler kendilerine ait sulkuslar içinde kalbin dış yüzeyinde seyrederek. Ostiumları yani aorta ile bağlantıları aortik kapakcıkların hemen üstündedir.

Sağ koroner arter sağ sinüs valsalsadan çıkarken, sol ana koroner arter sağa göre aortanın daha superior kesiminden, sol sinüs valsalsadan köken alır.

Sağ koroner arter, interventriküler septumu arkadan besleyen arka inen dalı (sağ posterior desendan; RPD) ve arka sol lateral ventriküler dallarını veriyorsa (sağ posterior lateral; RPL), bu durumda sağ dominant dolaşım söz konusudur (Resim 1) (15). Sağ dominant koroner dolaşım %85 oranında izlenmektedir. Yüzde 8 oranında



görülen sol dominant dolaşımda ise interventriküler septumu arkadan besleyen (sirkumfleks posterior desendan; CXPD) ve arka sol lateral ventriküler dallar (sirkumfleks posterior lateral; CXPL) LCX arterinden kaynaklanır. Yüzde 7 oranında görülen kodominant sistemde ise interventriküler septumu arkadan besleyen dal RCA'dan (RPD), arka sol lateral ventriküler dallar ise LCX'den (CXPL) köken alır (16,17).

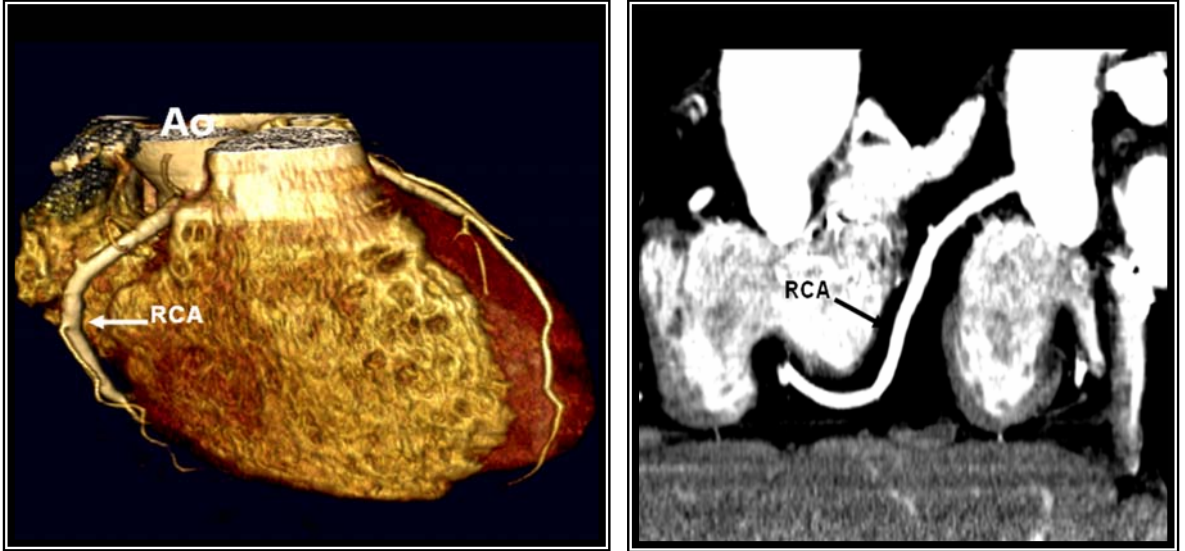
Resim 1: Kalbin tabanının sağ dominant dolaşımdaki beslenmesi izlenmektedir.

Sağ Koroner Arter (RCA)

Sağ koroner arter, sağ sinüs valsalvadan çıkarak pulmoner trunkus ve sağ atriyum arasından sağ atriyoventriküler oluğa girer ve posterior interventriküler septuma doğru ilerler (Resim 2a-b). Sağ koroner arterin ilk dalı konus arteridir. Bu arter RCA'dan kaynaklanabileceği gibi sağ koroner sinüsten ayrı bir orifis ile de çıkabilir (18). Sağ koroner arterden ayrılan ikinci bir arter de sinoatriyal nodu besleyen sinüs nod arteridir. Sinüs nod arteri, %60 proksimal RCA'dan, %40 proksimal LCX'ten ayrılır. RCA'dan, daha sonra ayrılan anterior dallar sağ ventrikülün serbest duvarını besler. Bu daldan daha sonra orta ve distal RCA bileşkesinde sağ ventriküle ayrılan dal, akut marjinal dal olarak adlandırılır (19).

Distalde RCA sağ dolaşım mevcut ise posterior desendan arter (RPD) ve sol posterior lateral (RPL) dallarına ayrılır. Sağ posterior desendan arter posterior interventriküler olukta ilerler. Eğer kalbin apeksini besleyen LAD arteri küçük ise RPD, anterior interventriküler septumun üçte birini beslemek üzere apeks çevresine dallar verebilir (18).

Sağ dominant koroner dolaşımında RCA midventriküler, bazal inferior duvarı ve inferior septumu besler.



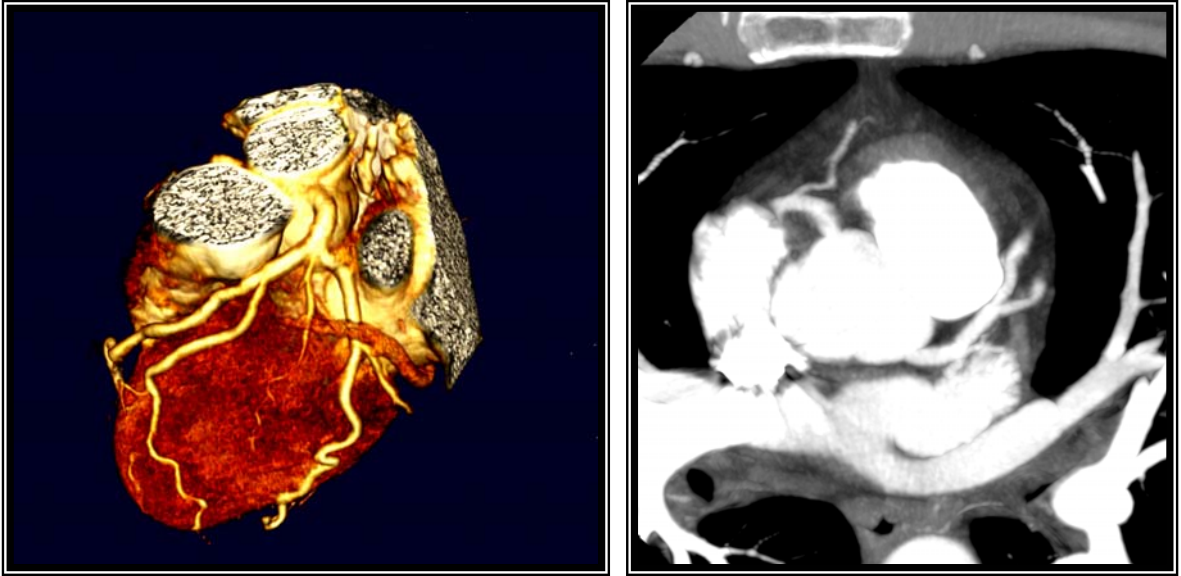
(a)

(b)

Resim 2 a-b: 3 boyutlu (a) ve aksiyel MIP (b) görüntülerde sağ koroner arter izlenmektedir. Ao: Aorta, RCA: Sağ koroner arter.

Sol Ana Koroner Arter (LMCA)

Sol ana koroner arter (LMCA) RCA seviyesinin hafif süperiorundan, sol sinüs valsalsvadan çıkar. Pulmoner trunkusun arkasından sol aurikulanın hemen önünden sola öne doğru ilerler. Uzunluğu 5–10 mm arasındadır (18). Genellikle LAD, LCX ve intermedius dalı olmak üzere üç dala ayrılır (Resim 3 a-b). İntermedius dalı, LAD arterinin birinci diagonal dalına benzer bir seyir göstererek sol ventrikül anterioruna ilerler (19). Yüzde 0,41 olguda sol ana koroner arter bulunmaz ve LAD ile LCX arterleri sol koroner sinüsten ayrı birer ostiumla çıkarlar. (15,20).



(a)

(b)

Resim 3 a-b: 3 boyutlu (a) ve aksiyel MIP (b) görüntülerde sol ana koroner arter ve daları izlenmektedir.

Sol Anterior Desendan Arter (LAD)

Sol anterior desendan arter (LAD), anterior interventriküler olukta seyrederek ve kalp apeksine yakın sonlanır (Resim 4 a-b). Sol anterior desendan arter (LAD), sol ventrikülün anterior serbest duvarına diagonal dallar ve anterior interventriküler septuma septal dallar gönderir (19). Bu dallar çıkış sıralarına göre diagonal 1,2,3 ... şeklinde adlandırılır. Sağ dominant koroner dolaşımında LAD tüm apikal segmenti, anterior septumu, anterior ve anterolateral duvarın bazal ve midventriküler bölümünü besler.



(a)

(b)

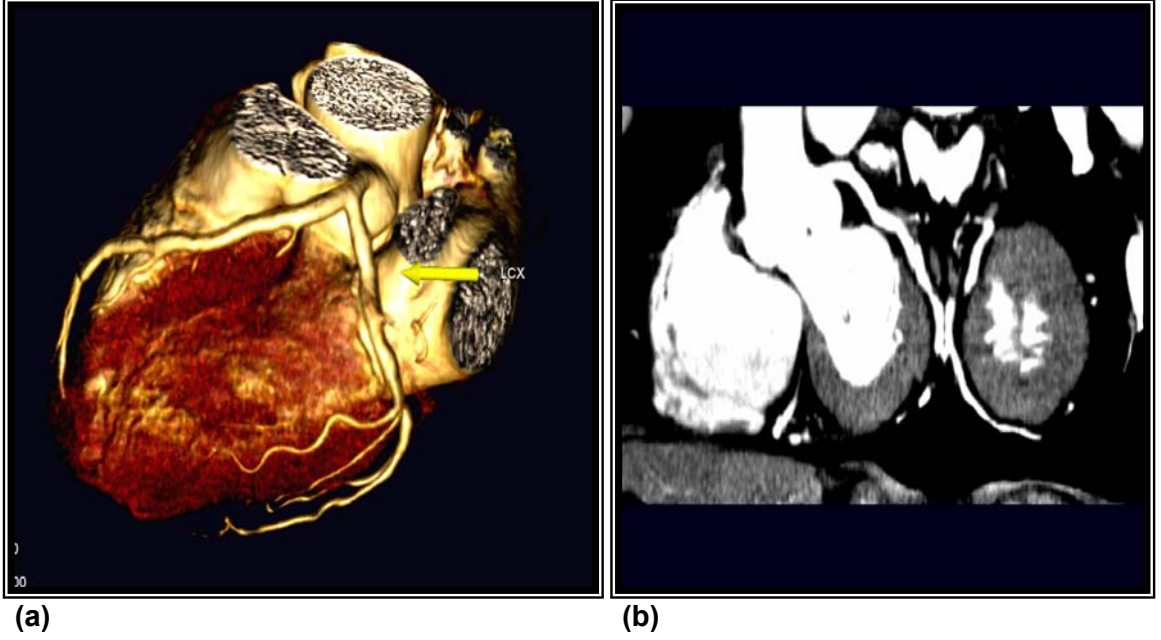
Resim 4 a-b: 3 boyutlu (a) ve curve MIP (b) görüntülerde sol desendan arter izlenmektedir.

Sol Sirkumfleks Arter (LCX)

Sol sirkumfleks arter (LCX), sol atriyoventriküler olukta seyrederek ve sol ventrikül lateraline geniş açılı marjinal dallarını gönderir (Resim 5 a-b) (19). Bunlar ana daldan çıkış sıralarına göre numaralandırılır. Sağ dominant koroner dolaşımda LCX midventriküler ve bazal inferolateral segmentleri besler.

Normalde 2 ya da 3 koroner ostium bulunmaktadır. Sıklıkla RCA'nın konal dalı sağ sinüsten kaynaklanabilir. Nadir olarak LCX ya da LAD doğrudan aort kökünden kaynaklanabilir. Koroner ostiumlar tipik olarak kendi damarları ile eşit ya da ondan daha büyük çaptadır (21).

Koroner arterler aort duvarından dar ya da geniş açıyla ayrılırlar. Segment açılanması; 45° - 89° arasındaki açılanma orta derece iken 90° 'nin üzerindeki açılanma aşırı açılanma olarak kabul edilir. Ostiumlar sinüsün merkezinde yerleşmiştir, aort kapakçığının serbest kenarının hemen üst kısmında ve sinotübüler bileşkenin hemen altındadır. Ektopik çıkış gösteren koroner arterler genellikle aort duvarına tanjansiyel seyrederek ve aort kapak komissürlerine çok yakın komşuluktan köken alır (21).



Resim 5 a-b: 3 boyutlu (a) ve curve MIP (b) görüntülerde sol sirkumfleks arter izlenmektedir.

2.1.2. Koroner Arterlerin Segmental Anatomisi

Amerikan Kalp Cemiyetinin (AHA) (1975) sınıflamasına göre koroner arterler 15 segment halinde değerlendirilir (Tablo 1). Ancak LAD ile LCX bileşkesinden kaynaklanan intermediate koroner arter gibi çok sayıda koroner arter varyantı vardır.

Sağ dominant koroner arter dolaşımında; RCA, LCX'in bazen sulayabildiği kalbin postero-inferiorunu besler, sol dominant dolaşımda ise kalbin postero-inferiorunu LCX besler (18,22).

RCA segment 1–4, LM segment 5, LAD segment 6–10, LCX ise segment 11–15 olarak incelenir.

2.1.3. Koroner Venler

Koroner venler drene oldukları bölgeye göre üçe ayrılır.

Bunlar;

- 1) Nerdeyse tüm kalpten gelen damarların açıldığı koroner sinüs ve buna açılan dallar,
- 2) Primer olarak sağ ventrikülün anterior kesimleri ve sağ kalp kenarını drene eden anterior koroner venler,
- 3) Dört odacıktan herhangi birine direkt olarak açılan tebossian venlerdir.

Her ne kadar koroner sinüs değişmez bir şekilde interventriküler olukta ilerlese de; dalları ve lokalizasyonları koroner arterlere göre daha fazla değişkenlik gösterir (23, 24). Koroner sinüs, yüksek oranda değişkenlik gösteren tebeşian valvleri ile korunan açıklıktan posteromedial taraftan sağ atriuma açılır (25).

Anterior interventriküler ven anterior interventriküler olukta (LAD arterine paralel) kalbin apeksinden tabanına doğru ilerler ve büyük kardiyak vende sonlanır. Daha sonra kalbin tabanında sol atriyoventriküler oluk boyunca (LCX arterine paralel) laterale doğru dönerek koroner sinüsle birleşmek üzere posteriora ilerler. Büyük kardiyak ven koroner sinüs içinde sonlanır.

Tablo 1: Koroner arter segmental dağılımı izlenmektedir (18).

		Segment
RCA	proksimal	1
	Orta	2
	Distal	3
	Posterior desendan	4
LMCA		5
LAD		6
	Orta	7
	Distal	8
	1. diagonal dal	9
	2. diagonal dal	10
LCX		11
	Obtuse marjinal	12
	Distal	13
	Posterolateral dal	14
	Posterior desendan dal	15

2.1.4. Koroner Arter Varyasyonları

İntermedier Arter Varyasyonu

Ramus medianus, intermedius ya da intermedier arter olarak da adlandırılmaktadır. LMCA bifurkasyonundan ayrılır ve tüm populasyonda %70 oranında görülür. İntermedier arter, LAD'ın diagonal dalları ve LCX'in obtus dalları arasında bir alanı besler (21). Bu koroner varyasyonun klinik bir önemi yoktur.

Ektopik Olarak Sağ Sinüs Valsalvadan Kaynaklanan Konus Arteri

Sağ koroner arterin ilk dalı konus arteridir. Konus arteri RCA'dan kaynaklanabileceği gibi, ayrı bir orifisle doğrudan sağ sinüs valsalvadan da köken alabilir (18). Bergman ve arkadaşlarının bildirdiğine göre bu varyasyonun sıklığı %50 düzeyindedir (26). Konvansiyonel anjiyografi sırasında aortadan ayrılan bir konus arteri yanlışlıkla kateterize edilebilir. Bu durum dispne gibi belirtilere yol açabilir.

Sinüs Nod Arterinin Ektopik Olarak LCX'ten Kaynaklanması

Sinüs nod arteri insanların %60'ında RCA'nın ilk birkaç milimetresinden köken alarak süperior ve posteriora doğru ilerler (18,19). Yüzde kırk oranında ise proksimal LCX'den kaynaklanır. Spalteholz, sinoatrial nodun %68 RCA tarafından yaklaşık %32 oranında LCX'den ve çok nadiren de ekstrakardiyak bir arterden beslendiğini bildirmiştir (26). Bu varyasyonun klinik bir önemi yoktur.

2.1.5. Koroner Arter Anomalileri

Koroner arter anomalisi terimi, genel popülasyonda %0,3–1,6 sıklıkta nadir gözlenen varyasyonlar için kullanılır (27). Koroner arter anomalilerinin fark edilmesi koroner anjiyografi, girişim ya da cerrahi yapılacak hastalarda önemlidir (28). Koroner arterlerin anormal çıkışı ya da seyri benign olabileceği gibi hayatı tehdit eden patolojilere de yol açabilir. Miyokard iskemisi, ani kardiyak ölüm gibi komplikasyonları nedeniyle bazı özel çıkış ya da seyir anomalileri açısından hastalar dikkatle gözden geçirilmelidir (29, 30).

Günümüze kadar koroner anomalilerin temel tercih edilen tanısal yöntemi kateter anjiyografi olmuştur. Ancak kateter anjiyografi ile anomalili arterin çıkış yerinin belirlenmesi zordur. Komşu pulmoner arter ve aorta ile ilişkisinin bilinmemesi nedeniyle anormal damarın kesin seyrini belirlemek de güçtür. Ayrıca anormal bir çıkış aranması ve damar anatomisinin yorumlanması da kolay değildir. Konvansiyonel anjiyografi ile derinlik bilgisi sağlanamadığından damarın gerçek 3 boyutlu seyri hakkında bilgi edinmek mümkün değildir (31). Tüm bunlara ilaveten bu tekniğin invaziv ve pahalı bir işlem olması ÇKBT anjiyografiyi alternatif bir görüntüleme yöntemi olarak karşımıza çıkarmaktadır.

Çok kesitli BT (16 dedektör ve üstü) koroner anomalilerin tanısında ve görüntülenmesinde güvenilir ve yüksek görüntü kalitesine sahip bir görüntüleme yöntemidir. Kontrast madde kullanımı ile koroner arterler kolaylıkla görüntülenebilir. Ayrıca büyük damarlar ve kalp boşluklarıyla birlikte koroner arterlerin seyri eş zamanlı

olarak gösterilebilir. Ancak ÇKBT'nin, koroner dolaşım ile ilgili hemodinamik bilgi sağlayamaması, ayrıca aritmisi olan ve yeterince uzun nefes tutamayan hastalarda tetkikin başarısız olması gibi bazı kısıtlılıkları da vardır (32).

Koroner arter anomalilerinin tanısında ve tedavinin seçiminde ana arterlerin dağılımı ve kompensatuar perfüzyonların bilinmesi önemlidir (32).

Koroner arter anomalileri, spora bağlı ani kardiyak ölümlerin %12'sinden ve sporla ilgisi bulunmayan ölümlerin ise %1,2'sinden sorumlu tutulmaktadır (33).

Amerikan Kalp Birliği Ani Ölüm Kurulu'nun raporlarına göre, atlet ölümlerinin %19'una koroner anomalilerin yol açtığı bildirilmiştir (33). Nadir olmakla birlikte, hemodinami ya da miyokardiyal perfüzyon bozuklukları; artmış ateroskleroz riskine yol açan yüksek riskli anatomi ile birliktelik gösterebilirler ve böylece dispneden ani ölüme kadar değişebilen klinik durumlara neden olabilirler. Daha hafif tipler ise yaşam sırasında ya da ölüm sonrası değerlendirmede gözden kaçabilir (27).

Koroner arter anomalileri farklı yazarlar tarafından farklı ölçütlere göre sınıflandırılmıştır. En geniş sınıflandırmalardan birisi de Angelini'nin sınıflandırmasıdır (21).

Bu sınıflandırmada ana gruplar; 1-Çıkış ve seyir anomalileri, 2-Koroner arter iç anatomisi ile ilgili anomaliler, 3-Koroner sonlanma ile ilgili anomaliler, 4-Anormal kollateral damarlardır.

Klinik önemi nedeniyle koroner arterlerin anatomik sınıflandırmalarının yanı sıra fonksiyonel sınıflandırmaları da bilinmelidir. Bu bağlamda ölçü, koroner arter anomalisinin miyokard iskemisine sebep olup olmamasıdır. Ayrıca hemodinamik olarak önemli koroner arter anomalileri de kendi aralarında farklı gruplara ayrılır. Bu sınıflandırma sisteminde, koroner arterlerin kaynaklandıkları koroner sinüs gibi bazı sık görülen özelliklerinden ziyade, koroner arterlerin orta ve distal segmentlerinden çıkan mikrovasküler yatağı besleyen dallar dikkate alınmıştır (30, 34, 35).

LMCA Yokluğu

Olguların %0,41'inde LMCA izlenmez. Bu anomali tüm koroner arter anomalilerinin %30,4'ünü oluşturur. LAD ve LCX ayrı yerlerden köken alır (15, 20, 26). Eğer LMCA yoksa 4 ihtimalden biri söz konusudur;

(a) LAD ve LCX sol sinüs valsavadan ayrı ostiumlarla çıkar, normal uzunluk ve seyir gösterirler (36-38).

(b) LCX sağ sinüs valsalva ya da RCA'dan köken alır ve aortanın posteriorunda seyreder (28, 37, 39).

(c) LAD sağ sinus valsalva ya da RCA'dan köken alır, septal ya da anterior serbest duvar seyri gösterir (28, 39, 40).

(d) LAD koroner arter çıkışı olmayan aortik sinüsten kaynaklanabilir. Başlangıç kısmı aortanın posteriorundadır ve normal sulama sahasına yani anteriora doğru seyir gösterir (40). Bu anomaliyi çok kısa LMCA'dan ayırt etmek güç olabilir. Her iki anomalide de, kateter anjiyografi sırasında yalnızca LAD ya da yalnızca LCX opasifiye olarak diğer koroner arterin tamamen tıkalı olduğu düşüncesine yol açabilir (41).

LMCA 'nın Ektopik Olarak Sağ Sinus Valsalvadan Kaynaklanması

Sol ana koroner arterin ektopik olarak sağ sinus valsalvadan köken alması oldukça nadir bir anomalidir (42). Anomalili LMCA'nın aorta ve pulmoner arterle olan ilişkisine bağlı olarak ciddi problemlere yol açabilir (28, 31, 42).

Sol ana koroner arter sağ sinüs valsalvadan kaynaklandığında 4 seyirden birini takip eder;

- Septal seyir,
- Anterior serbest duvar,
- Retroaortik seyir,
- İnterarteriyel seyir.

İnterarteriyel ve septal seyirler arasında ayırım yapılması önemlidir. Çünkü septal seyir oldukça benign seyretmekle birlikte, interarteriyel seyir sıklıkla kalple ilgili ciddi patolojilere yol açar (40). Sağ sinüs valsalvadan kaynaklanarak interarteriyel seyir gösteren LMCA, gençlerde egzersiz sırasında ya da egzersizden kısa süre sonra ani ölüme yol açabilir.

LCX Yokluğu

LCX yokluğu oldukça nadir bir anomalidir. Kalbin tabanını katederek sol atriyoventriküler oluğa posteriordan ulaşan RCA, LCX'in yokluğunu telafi etmeye çalışır (41).

LCX'in Ektopik Olarak Sağ Sinüs Valsalvadan Kaynaklanması

LCX'in sağ sinüs valsalvadan kaynaklanması %0,37 oranında görülür ve bu anomali bütün koroner arter anomalilerinin %27,7'sini oluşturmaktadır (26). Bu anomali LMCA anomalilerinin bir alt tipidir. LMCA yoktur ve LCX sağ sinüs valsalvadan kaynaklanarak aortanın posteriorunda seyreder (28, 39). Miyokardiyal iskemiye neden olmayan anomaliler arasında bildirilmektedir (31).

LCX'in Ektopik Olarak RCA'dan Kaynaklanması

LCX'in ektopik olarak RCA'dan kaynaklanması iyi bilinen bir varyasyondur. Bazı yazarlara göre %0,67'lik insidans ile en sık görülen koroner anomali olarak kabul edilmektedir (43, 44).

Aberrant LCX aort kapağının hemen altında aort kökünün arkasından dolaştığı için aberrant bir LCX bilgisi aort kapak replasmanı yapılacak hastalar için önemlidir.

Aort kapak replasmanı yapılacak hastalar dışında retroaortik LCX benign kabul edilir (43).

RCA Yokluğu

Sağ sinüs valsavadan ayrılan bir RCA olmadığı durumda, sol koroner arterin bir dalı olarak çıkar ve anterior ya da posteriordan ilerleyerek kendi sulama sahasına ulaşır (41).

RCA'nın Ektopik Olarak LAD'dan Kaynaklanması

RCA'nın ektopik olarak LAD'dan kaynaklanması oldukça nadirdir ve tek koroner arter anomalisinin bir alt grubudur. Diğer ektopik orijinli RCA tiplerine göre daha benignidir (45). Genel popülasyonda tek koroner arter sıklığı yaklaşık olarak %0.024'tür (36).

Anormal Pulmoner Orjin Gösteren Koroner Arterler

En sık sol ana koroner arterin (LMCA) pulmoner arterden kaynaklanması şeklinde izlenir. ALCAPA ya da Bland-White-Garland Sendromu olarak adlandırılır. Tedavi edilmediğinde hastaların %85'i yaşamlarının ilk yılında kaybedilirler. Ancak %10 hasta erişkin yaşlara ulaşır (46).

Miyokardiyal İskemiye Yol Açan Anomaliler

Koroner arter fistülleri, pulmoner arterden kaynaklanan sol koroner arter, konjenital koroner stenoz ya da atreziler, koroner arterlerin karşı koroner sinüsten köken alması ve tek koroner arter bu gruptaki anomalilerdir.

a- Koroner Arter Fistülleri

Koroner arter fistülleri hemodinamik olarak önemli en sık koroner arter anomalileridir. Koroner arter fistülü bulunan hastaların yarısı asemptomatik olmakla birlikte hastaların diğer yarısı konjestif kalp yetersizliği, infektif endokardit, miyokardiyal

iskemi ya da anevrizma rüptürü ile karşı karşıya kalabilir (47). Anjiyografilerin %0,67'sinde koroner arter fistülleri izlenmektedir ve koroner anomalilerin cerrahi tamiri için en sık endikasyonu oluşturmaktadır (48). Fistüller tek ya da çok sayıda olabilir. Kaynaklandığı ve drene olduğu yer açısından geniş bir spektruma sahiptirler. Fakat fistüllerin çoğu RCA'dan kaynaklanır ve kalbin sağ tarafındaki boşluklara drene olur.

b- Pulmoner Arterden Kaynaklanan Sol Ana Koroner Arter

Ana pulmoner arterden kaynaklanan sol ana koroner arter (LMCA) bulunan infantların çoğunda hayatlarının ilk 4 ayında konjestif kalp yetersizliği ve miyokardiyal iskemi ortaya çıkar. Yaklaşık %25 hasta adölesan ya da erişkin çağa ulaşır. Ancak bu hastalarda mitral regürjitasyon, anjina ya da konjestif kalp yetersizliği ortaya çıkar (47).

c- Koroner Arterlerin Atrezisi ya da Stenozu

Koroner arterlerin atrezisi ya da stenozu izole bir lezyon olabilir. Bununla birlikte kalsifik koroner skleroz, supralvalvüler aortik stenoz, homosistinüri, friedreich ataksisi, hurler sendromu, progeria ve rubella sendromu ile birlikte izlenebilir. Bu durumlarda atrezik damar karşı taraftan kollateral damarlar vasıtasıyla kan alır (47).

d- Koroner Arterlerin Karşı Koroner Sinüsten Köken Alması

LMCA'nın ektopik olarak proksimal RCA ya da sağ sinüs valsavadan kaynaklanarak aorta ve sağ ventrikül çıkım yolu arasında seyretmesi, gençlerde egzersiz sırasında ya da egzersizden hemen sonra ortaya çıkan ani ölümlerle ilişkilendirilmiştir. Ani ölüm riskindeki artış, aberrant koroner arterlerin ostiumları ya da ani çıkış açıları nedeniyle ya da damarın aorta ve pulmoner trunkus arasındaki olası kompresyonuna bağlı olabilir.

LMCA'dan ya da sol sinüs valsavadan kaynaklanarak aorta ve sağ ventrikül çıkım yolu arasında seyreden ektopik RCA ise daha az tehlikelidir (47). Fakat bu anomali de aynı mekanizma ile miyokardiyal iskemi ya da ani ölüme yol açabilir.

e- Tek Koroner Arter

Tek koroner arter aslında kendi içinde çeşitli varyasyonlar içermektedir. Major dallardan biri aorta ve sağ ventrikül çıkım yolu arasında seyrederse hemodinamik sorunlar ortaya çıkarabilir (47).

2.1.6. Koroner Arter Anevrizmaları

Koroner arter anevrizmaları; koroner arterlerin lokalize anormal dilatasyonu ile karakterize olan bazen de obstrüktif koroner arter hastalığı ya da ani ölüme yol açabilen nadir patolojilerdir (49). Kateter koroner anjiyografi ile koroner arter anevrizmaları genelde tesadüfen teşhis edilirler.

Koroner arter anevrizması; normal komşu arter segment çapının 1,5 katından geniş damar çapına sahip koroner arter segmenti olarak tanımlanır.

Sakküler ve fusiform olmak üzere 2 tipi bulunmaktadır (49). Koroner arter anevrizması ilk olarak 1761'de Morgagni tarafından patolojik olarak tanımlanmıştır (50).

Koroner arter anevrizmaları en sık RCA daha sonra LAD'da görülür. Hastalar semptomatik olabilir ya da olmayabilir. Semptomatik hastalar, anevrizmanın ya da eşlik eden koroner arter hastalığının yol açtığı iskemik ya da konjestif kalp hastalığı bulguları ile gelirler (51).

Ayırıcı tanıda kalp duvarı anevrizması, çıkan aorta ya da pulmoner trunkusun travma sonrası psödoanevrizması, kalp ya da perikard tümörü ve nadiren timoma yer alır. Özellikle büyük anevrizmalarda tanının konması ve diğer mediastinal kitlelerden ayrımı önemlidir. Çünkü olası tanısız bir girişim ölümcül sonuçlar doğurabilir (52).

ÇKBT anjiyografi; anevrizmanın büyüklüğünü, yerleşimini ve içeriğini değerlendirmeye imkan sağlayan invaziv olmayan bir yaklaşımdır. ÇKBT, anevrizmanın büyüklüğü ve şeklinin hızlı ve doğru tanımlanmasına imkan sağlar. İnce kesit aksiyel görüntüler primer tanısız bilgi sağlarken 3 boyutlu yeni görüntüler oluşturulabilir. Bu çok planlı görüntüler ve hacim görüntüleri, anevrizma ile büyük damarlar ve kalp arasındaki komşuluğu ve hacmi göstererek operasyon öncesi planlamada değerli bilgiler sağlayabilir. Lümendeki akıma göre de trombusün yayılımı kesin bir şekilde belirlenebilir (51).

2.1.7. Miyokardiyal Bridging

Miyokardiyal bridging ilk olarak 1922 yılında Crainicianu tarafından tarif edilmiş olup, koroner arteri çevreleyen miyokard tabakasının sistol sırasında koroner artere bası yaparak kan geçişini engellemesidir (53).

Koroner arterler normalde miyokardın üzerinde seyretmektedir. Koroner arterlerin bir kısmının üzerinde seyreden kas lifleri miyokardiyal bridginge neden olur. Vakaların çoğunda sessiz seyretmekle birlikte bazen ciddi iskemiye yol açabilir. Anjina, miyokardiyal iskemi, miyokard enfarktüsü, sol ventrikül disfonksiyonu, paroksizmal AV blok, egzersize bağlı ventriküler taşikardi ve ani kardiyak ölüme neden olabilir (53). Bu

komplifikasyonlar nedeniyle miyokardiyal bridgingin tanı ve tedavisi önemlidir. Miyokardiyal bridgingin uzunluk ve derinliği koroner BT anjiyografide sagittal görüntülerle kolaylıkla değerlendirilebilir (54). Birkaç kas lifi bile miyokardiyal bridginge neden olduğundan miyokard içine deplase olan damar ÇKBT ile kolayca değerlendirilebilir. Ayrıca 3 boyutlu görüntüler klinisyenin ve hastanın sorunu anlamasına yardımcı olabilir (54).

Miyokardiyal bridging koroner arterlerin aterosklerotik olmayan anatomik bir anomalisidir. Miyokardiyal bridgingin insidansı anjiyografi sonuçlarına dayanarak %0,5–2,5 olarak bildirilmiştir (55).

2.2. Obstrüktif Koroner Arter Hastalıkları

Günümüzde koroner arter hastalıkları ölüm nedeni olarak en ön sırada yer almaktadır. Amerika'da her yıl 600.000 kişi iskemik kalp hastalığından dolayı ölmekte ve bunların yarısında olay ani gelişmektedir (56) Genel olarak görülme sıklığı erkeklerde kadınlardan daha fazladır (4/1). Kırk yaşından önce koroner arter hastalığı görülme oranı 8/1; 40–60 yaş arası 4/1 ve 70 yaş sonrasında 1/1'dir. Erkeklerde en çok 50–60, kadınlarda ise 60–70 yaş grubunda rastlanılmaktadır (56).

Kalp perfüzyonunu sağlayan koroner damar yatağı kardiyak myosit işlevleri için gerekli oksijen, glikoz ve diğer maddeleri taşıyan kendi içinde özel düzenleyici sistemleri bulunan bir atardamar yatağıdır ve sürekli olarak myosit metabolizması ile karşılıklı olarak etkileşir. Myosit metabolizmasının arttığı durumlarda koroner akım artar. Koroner akımın herhangi bir nedenle azaldığı durumlarda (ateroskleroz, emboli gibi) miyokard metabolizması ve kalp performansı azalır (56).

2.2.1. Koroner Arter Kalsifikasyonu ve Aterosklerotik Plak Yükü

Koroner Arter Kalsifikasyonu

Koroner arterlerde kalsiyum yükü ölçümü geçen on yılda elektron beam BT cihazı bulunan birkaç büyük merkez ile sınırlıyken, ÇKBT teknolojisinin gelişmesiyle birlikte çok daha fazla sayıda merkezde yapılabilir hale gelmiştir (57).

Koroner kalsifikasyon hayatın erken dönemlerinde başlar. Ancak daha ileri aterosklerotik lezyonları bulunan yaşlı bireylerde daha hızlı olarak ilerler. Kemik mineralizasyonundakine benzer bir şekilde, hidroksiapatit yapısındaki kalsiyum fosfatın koroner arterlerde çökmesi ile oluşan ve aterosklerotik plak gelişiminin bir unsuru olan kalsifikasyon, aktif ve organize bir süreçtir (58). Kalsifikasyonun yokluğu

aterosklerotik plağın varlığını kategorik olarak dışlamasa da, kalsifikasyon sadece aterosklerotik arterlerde olur ve normal koroner arterde bulunmaz. Ama kalsifikasyon her zaman koroner arterlerdeki lüminal darlığın varlığı ve düzeyiyle korelasyon göstermez. Otopsi yapılmış kalplerin koroner arterlerindeki toplam kalsiyum alanının EBT ile değerlendirilmesi, plak varlığının ve alanının histolojik olarak tespiti ile kıyaslanmıştır (59). Toplam koroner arter plak alanı ile koroner arter kalsifikasyonu arasında hem tüm kalp düzeyinde, hem de tek koroner arter düzeyinde güçlü bir lineer korelasyon mevcuttur. Ancak toplam kalsiyum alanı toplam plak alanını gerçekte olduğundan daha az olarak tahmin etmektedir ve kalsifiye olan plakların yaklaşık beş katı sayıda kalsifiye olmayan plak bulunmaktadır (59).

Koroner Arter Kalsifikasyonunun EBT ile Tespiti

Dört ana koroner arterin (sol ana, sol anterior desendan, sol sirkumfleks ve sağ koroner arter) aksiyel kesitlerinin incelenmesinde, tüm traseleri boyunca kalsifiye lezyon varlığı yönünden değerlendirilebilmektedir. Kana göre yüksek dansitesinden dolayı intramural kalsiyumun izlenebilir olması, tetkikin kontrast madde enjeksiyonuna gerek kalmadan yapılmasını sağlamaktadır (60). EBT ile kalsiyum saptanmasına ek olarak, kalsiyum alan ve yoğunluğunun belirlenmesi de mümkündür. Görüntüler 0.25-0.50 mm² piksel boyutunda elde edilebildiğinden, çok küçük miktarlardaki kalsiyum birikimleri doğru olarak saptanabilir. Koroner arterlerdeki kalsifikasyon miktarı "Agatston" skorlaması kullanılarak hesaplanmaktadır. "Agatston" skorlamasına göre, birbirine komşu 2-3 pikselde, 1 mm²'den geniş bir alanda, BT dansitesi 130 HU'dan fazla olan lezyonlar kalsifikasyon olarak yorumlanmaktadır (57). İnceleyici tarafından işaretlenen lezyonların alanı ve dansitesi cihaz yazılımı tarafından otomatik olarak ölçülmektedir. Dört ana koroner arterin her biri için kalsiyum skoru saptanarak, o hasta için total kalsiyum skoru hesaplanır.

Koroner Arter Kalsifikasyonunun ÇKBT ile Tespiti

Kontrastsız ÇKBT koroner kalsifikasyonu göstermede ve miktarını belirlemede oldukça sensitif bir yöntem olup tüm koroner arteriyel ağacın non-invaziv değerlendirilmesine imkân tanır. Koroner arterlerdeki kalsifikasyonların varlığı ve yayılımı ile o hastadaki kalsifik ve kalsifik olmayan toplam plak yükü hakkında bilgi verir (61,62).

Bilgisayarlı tomografide koroner arterlerde kalsifikasyonun yokluğu, atipik göğüs ağrısı bulunan kişilerde, aterosklerozun ve buna bağlı gelişen stenotik koroner arter hastalığının dışlanması yüksek bir negatif tahmin değerine sahiptir (63,64).

Koroner arterlerdeki kalsiyumun toplam miktarı önemli bir kalp olayının doğrudan bir göstergesi olarak kabul edilemez. Ancak günümüzde koroner arter kalsiyum miktarının BT ile görüntülenmesi ile ilgili görüşler asıl olarak kalsiyumun ateroskleroz patogenezindeki rolü üzerine yoğunlaşmaktadır.

Sıklıkla sağlıklı, semptomsuz kişilere tarama amacı ile koroner kalsiyum skora yapılmaktadır. Koroner arter kalsiyumunun ölçümünde en sık kullanılan algoritma; geleneksel yarı-nicel skor olan, Agatston ve arkadaşlarının tanımladığı bir kesit değerlendirme yöntemidir (65).

ÇKBT ile total aterosklerotik plak yükü yani koroner arterlerdeki kalsiyum miktarı belirlenerek, yaş ve cinsiyete göre hazırlanmış standart verilerle karşılaştırılır. Elde edilen sayısal skor, persantil değerini belirlemek için cinsiyet ve yaşa spesifik, hasta verileriyle karşılaştırılır.

Hastaya ait risk faktörü profili; hipertansiyon, diabetes mellitus, nikotin bağımlılığı, ailesel ateroskleroz varlığı, kolesterol gibi faktörlerdir. Ayrıca hastanın yaşı, kilosu ve yapmış olduğu egzersiz sayısı kaydedilen diğer önemli parametrelerdir.

Total kalsiyum yükü, bütün koroner arterlerdeki lezyonların tek tek toplamı şeklinde hesaplanır. Agatston skoru= (KA/KK) x toplam alan x eşçarpan

KA: Kesit Aralığı, KK: Kesit Kalınlığı'dır.

Kalsiyum skora için yeni alternatif metodlar ise milimetreküp içinde kalsiyum volümünün hesaplanmasını sağlayan volüm skora ile milligram içinde kalsiyumun mutlak kütesini gösteren kütle skora teknikleridir.

Volüm skora; Volüm = Σ alan x KA,

Kütle skora; Kütle= Σ alan x KA x ortalama BT dansitesi,
eşitlikleri kullanılarak hesaplanır (66, 67).

Kalsiyum skoru: kalsifiye plak yükünü aynı yaştaki asemptomatik erkek veya bayanlarınki ile karşılaştıran kalsiyum persantilini belirlemek için kullanılır.

Skor 0 ise bu; kalsifiye plak yükünün olmadığı, anlamlı koroner arter darlığının bulunmadığı ve en azından gelecek 3 yıl içerisinde kardiyak bir hadise ihtimalinin çok düşük olduğunun göstergesidir. Ancak bu skor soft ve kalsifiye olmayan plak varlığını ekarte etmediği gibi koroner arter hastalığı geçirme ihtimalini de tamamen elimine edemez. Kalsiyum persantili arttıkça koroner arter hastalığı ihtimali de artar.

Elde edilen kalsiyum skorunun ifade ettiği sonuçlar Tablo 2'de gösterilmektedir:

Tablo 2: Kalsiyum Skoru-Plak-Koroner Arter Hastalığı Riski.

Kalsiyum Skoru	Kalsifiye lezyon varlığı	Koroner arter hastalığı riski
0	Belirlenebilen plak yok	Oldukça düşük, genellikle %5'in altında
1 – 10	Minimal belirlenebilir plak	İhtimal çok düşük, %10'un altında
11 – 100	Belirli, en azından hafif aterosklerotik plak	Hafif veya minimal koroner darlık ihtimali
101 – 400	Belirli, en azından orta derecede aterosklerotik plak	Hafif de olsa koroner arter hastalığı riski kuvvetle muhtemel
401-veya daha fazla	Yaygın aterosklerotik plak	En azından anlamlı bir koroner arter darlığı olma ihtimali yüksek

Kalsiyum skorlamada plak yükü ve anlamlı koroner arter hastalığı ihtimali elde edilen sayısal değerler düştüğü aralığa göre şu şekilde sınıflandırılabilir:

- 0–10 aralığında;** Ateroskleroz ihtimali ekarte edilemez. Negatif veya oldukça düşük ihtimal olmasına rağmen anlamlı obstrüktif hastalık için %5 veya daha az bir ihtimal bulunmaktadır.
- 11–100 aralığında;** Hafif aterosklerotik plak yükü söz konusudur ve anlamlı obstrüktif hastalık ihtimalinin (%20'nin altında) düşük olması gerçeğine rağmen, ateroskleroz mevcudiyeti barizdir.
- 101–400 aralığında;** En azından orta derecede ateroskleroz varlığı ve non-obstrüktif koroner arter hastalığı için yüksek ihtimal mevcuttur.
- 400-'den daha yüksek skorlarda;** İleri derecede aterosklerotik plak mevcuttur. En az bir damarda obstrüktif koroner arter stenozu olma ihtimali ve kardiyovasküler hastalık riski yüksektir.

2.2.2. Koroner Arter Ateroskerozu

Ateroskleroz: Aorta, karotis ve koroner arter gibi elastik damar duvarlarını tutan sistemik bir hastalıktır. Büyük arterlerin kronik inflamatuvar bir hastalığı olan, bu hastalık erken yaşlarda başlar ve uzun yıllar boyunca klinik olarak sessizce ilerler (68).

Aterosklerozun gelişiminde birçok etken aynı anda farklı mekanizmalar üzerinden etki ederek rol oynamaktadır. Arter duvarında belirli fonksiyonlar için özelleşmiş olan endotel hücrelerinin hasarı sonucu bu süreç başlar.

Endotel hücresi plazmadan çeşitli maddelerin geçişini sağlayan, arter duvarı ile kanın hücresel ve protein yapıları arasında tek sıra halinde dizilmiş, düzgün, kesintisiz

ve geçirgen bir bariyerdir. Normal endotel hücresi trombüs oluşumunu, lökosit bağlayıcı faktörlerin salınımını ve LDL'nin (low density lipoprotein) oksidasyonunu engelleyerek damar düz kas hücrelerinin düzenlenmesini sağlar (69). Bundan dolayı endotel disfonksiyonunun ateroskleroz patogenezi ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Hasara uğramış endotel, vazoaaktif maddeleri ortama salarak inflamasyon, trombosit birikimi ve vazokonstrüksiyona sebep olarak ateroskleroza başlatır (69).

Endotel fonksiyonu çeşitli risk faktörlerine bağlı olarak (sedanter hayat, hipertansiyon, hiperlipidemi, diabetes mellitus, obezite, sigara kullanımı ve aile hikayesi gibi faktörler) bozulmakta ve hasara uğramaktadır (70). Bunlar kalsiyum yükü hesaplamasında da sonuca etki eden önemli faktörlerdir.

Hasar sonucu LDL endotelden subintimal mesafeye rahat geçebilmekte ve okside olmaktadır. Okside olan LDL, antioksidanlardan glutatyon peroksidaz enzim seviyesini azaltarak ateroskleroza eğilimi artırır. Makrofajların ölmesi ile hücre içi ve hücre dışında yağlar birikerek, damar duvarı LDL ile adeta sıvanır. Bu evreye aterom evresi denir. Düz kas hücreleri çoğalarak kollajen büyüme faktörlerini salgılar. Lezyonda ilerleyen süreçte inflamatuvar hücreler birikir. Lipid dolu makrofajlar yanında T lenfositler, düz kas hücreleri ve fibroblastlar aterosklerotik olaya iştirak eder ve patolojik intimal kalınlaşma oluşur. Düz kas hücrelerindeki sayı artışı ile plak önceki aşamalarından daha sağlam bir yapıya sahip olur ve fibroaterom adını alır. Bu aşamada kalsifikasyon olaya eklenebilir. Bu arada plak santral kesiminde oksijenden mahrum kalır ve nekroz gelişmeye başlar. Nekrotik çekirdekte ekstrasellüler lipid, kolesterol kristal esterleri ve bazen de kalsifikasyon bulunabilir (71).

Ateroskleroz süreci sonrasında herhangi bir nedenle plak yırtılacak olursa, ilk tepki damarın o bölgede kasılması ve ardından çeşitli hücreler ve kimyasal maddelerin o bölgeye toplanmasıdır. Pıhtılaşma olayından sorumlu olan trombositler uyarılarak, hasara uğrayan damar duvarına yapışmaya ve kümelenmeye eğilim gösterirler. Hasara uğramış endotel hücreleri ve bazı hücreler tarafından salınan kimyasal maddeler ile fibrin, trombüs oluşturur. Plaktaki fibröz başlık yırtılırsa yağ ve düz kas hücreleri kan dolaşımı ile temas eder. Bunun sonucu olarak da yoğun bir trombojenik reaksiyon başlar. Bu reaksiyon arterin büyüklüğüne, plak lokalizasyonuna ve kollateral sirkülasyonunun var olup olmamasına göre ciddi sonuçlar doğurabilir. Tekrarlayan ataklar sonucu ise lümen sıklıkla daralır ve daha sabit stenozlar oluşabilir. Bu durum koroner arterde komplet oklüzyon sonucu ani miyokardiyal infarktüs ve ölüme yol açabileceği gibi yeterli bir kollateralizasyon mevcut ise hiçbir hasar izlenmeyebilir.

2.2.3. Aterosklerotik Plak Morfolojisi

Trombüsün bulunduğu yerden kopması ile arter distalinde oluşacak iskemik değişiklikler plağın yapısına bağlıdır.

İki tip plak vardır;

1- Kuvvetli bir fibröz başlığa sahip stabil plak ki yapısında düz kas hücrelerinin hakimiyeti söz konusudur. Bu plaklarda inflamatuvar hücre ve sitokin muhtevası azdır. Dolayısıyla oluşturduğu inflamasyon da düşük derecedir.

2- Anstabil plakta ise santralde yoğun lipid birikimi, inflamatuvar ve ölü hücrelerden oluşan bir çekirdek vardır. Fibröz başlık frajil ve düzensizdir. Bu plak tipinin yırtılabilme ihtimali diğerine oranla oldukça yüksektir. Artmış trombogenez ve anjiyogenezis de rüptür ihtimalini artırır (72). Gerçekte kateter anjiyografide saptanan minimal lezyonlar aylar içerisinde ciddi stenoz ve oklüzyonlara ilerleyebilir.

Koroner arter kalsifikasyonu, hasarlı dokularda pasif olarak kalsiyum fosfat birikiminden farklı olarak düzenli bir süreçtir. Kalsifik ve fibrotik lezyonlar, soft plaklardan daha yoğun olduklarından arter duvarına daha sıkı yapışırılar böylece bu plakların rüptür ihtimali azalır (72).

Plak oluşumunu takiben ilk önce arter lümeninde belirgin daralma olmaksızın damar duvarında distorsiyonlar oluşur. Bu oluşum dışı doğru yeniden düzenlenme veya "pozitif remodelling" olarak adlandırılmaktadır. Bu vakalarda kateter anjiyografi tamamıyla normal olarak izlenmekle birlikte ÇKBT koroner anjiyografi ile patoloji net olarak ortaya konabilmektedir (71).

AHA (American Heart Association) sınıflamasına göre plaklar 8 tipe ayrılır:

1. Tip I: Lipid yüklü makrofajların yoğun olduğu başlangıç lezyonu,
2. Tip II: Lipid yüklü makrofajların tabakalar oluşturması,
3. Tip III: Tip II değişiklikler ve ekstrasellüler lipid havuzunun olduğu preaterom evresi,
4. Tip IV: Tip II değişiklikler ve ekstrasellüler lipid çekirdeğin bulunduğu aterom evresi,
5. Tip V: Fibroaterom evresindeki plak,
6. Tip VI: Muhtemel yüzey hasarı, hemoraji ve trombüsün olduğu kompleks plak,
7. Tip VII: Kalsifiye plak,
8. Tip VIII: Lipid korun bulunmadığı fibrotik plak.

2.2.4. Aterosklerotik Plakların Tomografik Morfolojisi

Koroner arterler değerlendirilirken, ilk aşamada lüminal veya ekstralüminal patoloji var mı sorusuna yanıt aranır. Plak varsa pozitif remodelling fazında mı yoksa lüminal darlık mı oluşturmuştur.

Koroner plaklar uzunluklarına göre ACC/AHA (American College of Cardiology/American Heart Association) kriterleri esas alınarak aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır.

1. 10 mm' ye kadar olan plaklar diskret plak,
2. 10–20 mm arası plaklar tubuler plak,
3. 20 mm'den büyük plaklar ise diffüz plak olarak adlandırılmaktadır.

Kalsifikasyon varlığına göre ise;

- a. Kalsifikasyon içermiyorsa soft (0–130 HU),
- b. Kalsifikasyon içeriyorsa ve soft bileşeni varsa miks,
- c. Tamamı kalsifiye ise kalsifik plak (>130HU) olarak adlandırılır.

AHA sınıflamasının ÇKBT görünüm özelliklerine göre modifikasyonu,

1. Tip I-II: Normale yakın duvar kalınlığı, kalsifikasyon yok
2. Tip III: Diffüz veya ekzantrik intimal kalınlaşma, kalsifikasyon yok
3. Tip IV-IV: Fibröz başlık tarafından sarılmış lipid veya nekrotik çekirdeğin olduğu plak, kalsifikasyon olabilir.
4. Tip VI: Yüzey irregülaritesi, hemoraji veya trombüsün olduğu kompleks plak
5. Tip VII: Kalsifiye plak
6. Tip VIII: Lipid çekirdeğin olmadığı kalsifikasyonun olabileceği fibrotik plak

Tip I-III: Erken dönem aterosklerotik plak evresi.

Tip IV-V: Kompansatuar lüminal dilatasyonun eşlik ettiği aterom evresi.

Tip VI-VII: Ateromlar spontan olarak kalsifiye olur ve kalsifik nodül gelişir.

Plaklar tek (soliter) veya çok (multipl) olabileceği gibi yine aynı anda farklı evrelerde (preaterom, aterom, fibroaterom) ve farklı morfolojide (soft, miks, kalsifik) olabilirler (71).

ÇKBT ile plak morfolojisinin değerlendirilmesi çok önemlidir. Çünkü irregüler lezyonlarda plakta fissür oluşumu, rüptür, trombosit ve fibrin birikimi sıkça izlenmektedir. Kompleks ve irregüler özellikte plaklar anstabil koroner sendroma yol açarken, düzgün bir lüminal kontür ise daha çok stabil anjina ile birlikte dir.

Ostial lokalizasyon; damarın orjin aldığı nokta ile proksimal 3 mm'lik mesafedeki segmenttir. ÇKBT anjiyografi ostial lezyonları göstermede oldukça başarılıdır. Bu açıdan rapor aşamasındaki önemli basamaklardan birisi de ostiumların değerlendirilmesidir.

Trombüs ise; diskret, intralüminal dolun defekti oluşturan sınırları belirli ve damar duvarından ayrı yapılara denir. İntravenöz kontrast madde ile boyanabilir veya boyanmayabilir.

Aterom plaklarının fibröz başlığının inflamatuvar süreç sonrası incilmesi sonucu rüptür veya aşınma meydana gelebilir. Plakta rüptür meydana geldiği zaman, kanama ve iyileşme döngüsü oluşur. Tekrar eden plak rüptürlerinin iyileşmesi sonucu, skar dokusu gelişip lümeninde daha sabit daralmalara yol açabilir. Bu duruma ise negatif remodelling adı verilir. Bu sürece sıklıkla kronik stabil anjinalı hastalarda rastlanır. Eğer plak rüptürünü ve kanamayı takiben trombüs oluşursa koroner arterde akut oklüzyon meydana gelir, bu olay sonucunda akut miyokardiyal infarkt veya anstabil anjina ortaya çıkar (71, 72).

2.2.5. Koroner Arter Stenoz Sınıflaması

BT anjiyografi koroner arter stenoz derecelemesinde pulsasyon artefakları ve küçük damar çapı nedeniyle sensitif değildir. Bu nedenle aşağıdaki sınıflama sistemi kullanılmaktadır (Tablo 3) (73). Şüpheli stenoz alanı birbirine dik iki planda değerlendirilmelidir. Ayrıca plak kompozisyonu belirlenmeye çalışılmalıdır. Kalsifiye plaklar nedeniyle meydana gelen blooming artefaktı pencere ayarları değiştirilerek azaltılmaya çalışılmalıdır. Yaygın kalsifiye plaklar genelde geç evrelere kadar önemli stenoz yapmazlar. Ayrıca bu alanların BTA ile değerlendirilmesi genelde mümkün değildir.

Tablo 3: Koroner Arter Stenoz Sınıflaması (73).

	Stenoz yüzdesi	Yorum
0	% 0	Normal
1	% 1–49	Nonobstrüktif KAH
2	% 50–74	Anlamlı stenoz
3	% 75–99	Yüksek dereceli stenoz
4	% 100	Oklüzyon

2.3. Koroner Arter Görüntüleme Yöntemleri

2.3.1. Kateter Koroner Anjiyografi

Kateter anjiyografi; koroner arterlerin görüntülenmesinde invaziv bir işlem olmasına, hastanede yatış süreci gerektirmesine ve az da olsa damar duvarında hasara neden olabilmesine rağmen günümüzde kullanılan altın standart bir yöntemdir. Tanısal değerlendirmenin yanı sıra girişimsel uygulamalara da müsaade eden bu yöntem üzerinde zaman içerisinde büyük bilgi ve tecrübe birikimi meydana gelmiştir.

Koroner anjiyografi periferik bir arterden yerleştirilen kateterlerin koroner arterlerin orijinine kadar ilerletilmesi ve kateter içerisinde verilen radyopak maddeler ile x-ray altında koroner arter lümen anatomisinin radyografik olarak görüntülenmesi yöntemidir (56).

Koroner Arterlerin Kateterizasyonu

Sol ve sağ koroner arterler ile sol ventrikülün kateterizasyonunun kolaylıkla yapılabilmesi amacı ile, her biri için ayrı, önceden şekil verilmiş muhtelif kateterler mevcuttur. Bunlar içerisinde en yaygın (>%90) kullanılanı "Judkins" kateterleridir. Kateterizasyonda temel prensiplerden biri de hangi çeşit kateter olursa olsun, kateter ancak içinde bir J-uçlu kılavuz tel varken arter içerisinde ilerletilmelidir. Bunun için başıncı arteriyel ponksiyonun ardından J-uçlu kılavuz tel, floroskopik görüntü altında torasik aortaya kadar ilerletilir ve daha sonra kateter bu telin üzerinden ilerletilir. Telin ucu daima kateterin dışında olmalı, kateter her zaman teli takip etmelidir. Kateter tel ile birlikte ilerletilirken kateterin ucu istenilen noktaya ulaştığında, kateter sabit tutulur ve tel üzeri nemli bir spanç ile silinerek dışarı alınır. Tel kateteri tamamen terkettiğinde kateterin içindeki bir miktar kan (~2–3 ml) enjektör ile aspire edilir, serum fizyolojik ile yıkanır ve kateterin ucu basınç manifolduna bağlanır. Floroskopide görmeden kateter manipülasyonu yapılmamalıdır. Aorto-iliyak sistemde ateroskleroz ya da trombus yoksa kateterler içinde kılavuz tel olmadan geri çekilebilirler (56). Kateter anjiyografide rutin olarak kullanılan görüntüler ve değerlendirilen segmentler aşağıdaki gibidir (Tablo 4) (56).

Tablo- 4: Koroner Anjiyografide Rutin Görüntüler (56).

Sol Koroner Arter	Değerlendirilecek Segment
Düz AP ya da 5-10° RAO	Sol ana koroner arter
30-45° LAO + 20-30° kraniyal	LAD/CX bifürkasyonu
30-45° RAO + 20-30° kaudal	CX ve OM dalları
5-30° RAO +20-45° kraniyal	LAD ve diagonal arterler
50-60° LAO + 10-20° kaudal	LAD/CX bifürkasyonu, CX ve OM dalları
Lateral	LAD'a bypass greft anostomoz yeri
Sağ Koroner Arter	Değerlendirilecek Segment
30-45° LAO + 15-20° kraniyal	Proksimal ve orta kısım, PDA
30-45° RAO	Proksimal ve orta kısım, PDA

Kateter koroner anjiyografi 1959'dan beri koroner arter görüntülemesinde altın standarttır (74). PTKA, intrakoroner stent yerleştirilmesi, anjioplasti ve intrakoroner lizis gibi farklı tedavi seçenekleri ile birlikte kullanılabilir (74). KKA'da kontrast madde bolus olarak doğrudan koroner arter içine verilir ve saniyede 60 görüntü elde edilir. Geometrik rezolusyonu yaklaşık milimetrede 5 çizgi çiftidir (75). Radyasyon ekspozuru tanısal işlemlerde yaklaşık 5 mSv olup girişimsel işlemlerde ise yaklaşık 15 mSv'dir. KKA invaziv bir işlem olup komplikasyon yaklaşık % 0.08 oranında izlenir ve acil cerrahi girişim gerektirebilir (74). İşlemle ilgili mortalite oranı; % 0.15, morbidite oranı ise % 1,5'dir (76). KKA koroner arterlerin intralüminal değerlendirmesini sağladığı için kısıtlı bir değerlendirilmez ve koroner arter duvarları doğrudan gözlenemez. Bu işlem lümen daralması oluşmadan önceki erken KAH hakkında da bilgi vermez (74).

Kateter anjiyografi KAH varlığında lümen çapını, stenoz miktarını ve lümen düzensizliğini yüksek rezolusyon ile gösterir. Ancak aterosklerotik plağın; rüptür eğilimi, histopatolojik özellikleri ve kompozisyonu hakkında bilgi vermez. Ayrıca KKA plak rüptürü, lüminal tromboz ve kalsifikasyon hakkında bilgi vermez. Stenoz miktarı stenotik segmentin normal segmente oranlanması ile belirlenir, ancak diffuz aterosklerotik KAH'da stenoz miktarı normal segmentin olmaması durumunda normalin altında tahmin edilebilir. Ek olarak plaklar lümen dışına doğru yer değiştirdiğinde lümen çapı önemli KAH'a rağmen normal izlenebilir (77).

2.3.2. İntakoroner Ultrasonografi

Yakın zamandaki teknolojik gelişmelerle intravasküler ultrason vasküler anatomisinin değerlendirilmesinde önem kazanmıştır. Küçük çaplı ultrason kateterleri yardımıyla koroner lezyonların perkutan girişimler öncesinde rahatlıkla incelenmesi mümkün hale gelmiştir. Kateter koroner anjiyografide kontrast madde ile doldurulan

koroner arter lümenindeki lezyona sekonder değişimlerle indirekt yoldan inceleme yapılırken, intrakoroner ultrason direkt olarak damar duvarı, plak ve lümen hakkında bilgi vermekte aterosklerozun büyüklüğü, yapısı ve yaygınlığı saptanabilmekte, lezyon ve referans segmentlerinde kesin ölçümler yapılabilmektedir (56).

Intrakoroner ultrasonografi (İKUS)'nin kullanım alanları; anjiyografik olarak tam ortaya konulamayan aterosklerotik hastalığın tespiti; stenoz miktarının ciddiliğinin tam tespit edilemediği (% 40–75 stenoz) durumlar ve aterosklerotik lezyonların risk miktarının belirlenmesidir. Son jenerasyon kateterler 0.96, 1.27 mm çapında olup yüksek kalitede görüntüler elde edilir ve geometrik rezolusyon 100–250 mikromilimetredir. İKUS ile duvar kalınlığı ve ekojenitesi belirlenir ve uygun transkateter tedavisinin belirlenmesinde faydalıdır (rotasyonel aterektomi, stent, vb.) (78). Örneğin kalsifiye lezyonlar sert olduğunda balon dilatasyonu gibi mekanik strese rüptür riski yüksektir. Oysaki yumuşak non-kalsifiye plaklar mekanik strese dayanıklı olduğundan PTKA yapılabilir (78).

Kateter koroner anjiyografinin koroner lezyonların teşhisinde bazı sınırlamaları vardır. Koroner lezyonların sıklıkla eksantrik yerleşimleri, kompleks yapıda olabilmeleri, lümen şeklinde irregülarite lezyonun önem derecesinin anjiyografide kesin olarak saptanmasına izin vermeyebilir. Koroner anjiyografiler vizüel olarak veya kantitatif ölçüm yapılarak değerlendirilir ve normal olduğu kabul edilen referans segmentler dikkate alınarak, lezyon % çap darlığı ile ifade edilir. Oysa ateroskleroz sıklıkla diffüz tutulum gösterdiğinden anjiyografide normal görünen referans bölgelerindeki ateroskleroz lezyonu olduğundan daha önemsiz gösterebilir. Aterosklerotik plakta gelişen diseksiyon koroner anjiyografide bulanık görüntü veren geniş lümenler yaratırken, aslında lümen çapında belirgin artış olmadığı, ancak diseksiyon içine giren kontrast madde nedeniyle lümen çapının büyüdüğü intravasküler ultrason ile saptanabilmektedir (56).

Intravasküler ultrason görüntüleme için çapı 2,9–3,5 French (F) arasında değişen, 20–40 MHz transduser içeren kateterler kullanılmaktadır. Transduser statik olabilir veya kateter içinde mekanik olarak dönebilen bir sistem bulunabilir. Kateterle alınan görüntüler intravasküler ultrason konsolunda real time incelenebilir veya daha sonra değerlendirme yapmak üzere kayda alınabilir. İşlem koroner anjiyografi eşliğinde yapılır (56).

2.3.3. Elektron Beam Tomografi

Elektron Beam Tomografinin Teknik Özellikler

Elektron Beam Tomografi (EBT) yüksek temporal ve kontrast rezolüsyonu olan, dizaynında mekanik hareket gerektiren parça bulundurmeyen ve bu nedenle 50-100 msn/kesit gibi çok hızlı görüntüleme hızına ulaşabilen, ayrıca imajları elektrokardiyografi (EKG) tetiklemesi eşliğinde alabilen kesitsel bir görüntüleme tekniğidir. EBT, Boyd ve arkadaşları tarafından 1979'da özellikle kalp gibi hareketli organların değerlendirilmesi amacıyla geliştirilmiştir. "Ultrafast" BT, "Cine" BT veya 5. jenerasyon BT olarak da adlandırılmaktadır. EBT'nin diğer BT cihazlarından en önemli farklılığı, dizaynında mekanik olarak hareket eden hiçbir parçanın bulunmamasıdır (79). EBT'de elektron kaynağı (katod) ile elektronların çarpmasıyla x-ışını oluşumu sağlanan tungsten hedefler (anod) arasındaki uzaklık yaklaşık 3 metre olup toplam 4 adet tungsten hedef ve 2 adet yüksek rezolüsyonlu dedektör halkası bulunmaktadır. EBT'de, sabit x-ışını kaynağı ve dedektör kombinasyonu kullanılmakta ve x-ışını oluşturulmasında kullanılan elektron demetinin dönmesi sağlanarak, 100 msn'de, kalp ritmi ile uyumlu olarak diyastol sonunda ardışık ince aksiyel kesitler elde edilmektedir. Tek kesit alma süresinin 100 msn olması inceleme zamanını kısaltmakta ve tek nefes tutumunda tüm kalbin görüntülenebilmesine olanak sağlamaktadır. Diyastol sonu EKG tetiklemesinin kullanılması ile de görüntülerde kalp hareketlerine bağlı artefaktlar önlenmektedir (80).

EBT ile koroner arterlerdeki kalsiyumun görüntülenmesi, yüksek rezolüsyonlu volüm modunda gerçekleştirilir. Standart koroner kalsiyum tarama protokolünde, 3 mm kesit kalınlığı ve 3 mm masa hareketi, 100 msn tarama zamanı, 512x512 matriks ve mümkün olabilen en küçük "field of view" (FOV) parametreleri kullanılır. Hasta supin pozisyonunda yatar halde topogram görüntü alındıktan sonra, aort kökünden itibaren tüm kalbi içerisine alacak şekilde ve kalp hareketlerini en aza indirebilmek için diyastol sonu EKG tetiklemesi uygulanarak, yaklaşık 30–40 adet aksiyel kesit alınır (79).

EBT Anjiyografi Çekimi

EBT ile koroner arterler kardiyak siklusun seçilen bir fazında prospektif olarak görüntülenir. Üç büyük koroner arterin hareket paterni kardiyak siklusun farklı kısımlarındadır. Bu nedenle sadece belli bir fazda prospektif görüntü elde edilmesi üç koroner arterden sadece biri için optimal görüntüleme sağlar. İnceleme 3 mm kesit kalınlığı, 1.5 mm masa hareketi, 100 ms tarama zamanı, %80 EKG tetiklemesi, 512x512 matriks ve 30 cm FOV parametreleri ile 160 ml (4 ml/sn) non-iyonik intravenöz kontrast madde

enjeksiyonu kullanılarak gerçekleştirilir. Elde edilen aksiyel kesitlerden "volume rendering technique" (VRT), "surface shaded display" (SSD), "maximum intensity projection" (MIP) ve "multiplanar reconstruction" (MPR) teknikleri ile üç boyutlu görüntüler oluşturulur (81). EBT koroner anjiyografiyi non-invaziv olarak KAH tanısında ilk kez Achenbach ve Moshage kullanmaya başlamıştır (81).

2.3.4. Manyetik Rezonans Anjiyografi

Noninvaziv Manyetik Rezonans Anjiyografi (MRA) ilk kez 1993 te kullanılmaya başlanmıştır (82). MRA'da iyonizan radyasyon ve kontrast madde kullanılmaması bir avantajdır. MRA ile tüm kardiyak sikluslarda görüntü elde edilir. Ancak kalp ve solunum hareketleri, küçük damar çapı, koroner arterlerin tortüöz seyri görüntüleme için teknik problemlerdir (82). Free-breathingnavigator eko ve breath-hold volumetrik teknikler kullanılan tekniklerdir. Stenoz tespitinde KKA ile yapılan ilk karşılaştırmalı çalışmalarda MRA sensitivitesi % 90 spesifitesi ise % 92 bulunmuştur. Son yapılan çalışmalarda ise sensitivite % 65–86 spesifite ise % 88–97 arasında değişmektedir (82).

Aterosklerotik plak karakterizasyonu MRG ile farklı sekanslardaki değişik sinyal özellikleri ile yapılabilmektedir (83). Kompleks aterosklerotik lezyonların (fibröz kep, lipid kor, kalsiyum ve hemoraji) komponentlerinin belirlenmesi konusunda son zamanlarda yapılan başarılı çalışmalar vardır (83).

2.3.5. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi 1963 yılında Alan Cormack tarafından teorize edilmiş ve radyolojide yeni bir çığır açmıştır. 1970'li yıllarda görüntülemeye girdikten sonra sürekli yeni yenileşmeler meydana gelmiştir (84). Godsfrey Hounsfield ve Alan Cormack diagnostik görüntülemeye elde ettikleri başarıları nedeniyle BT'nin bulucuları olarak 1979 yılında nobel ödülünü almışlardır. Günümüze kadar BT cihazları bir dizi evrim geçirmiştir (84). Spiral taramanın geliştirildiği 1989 yılından sonra 1991'de 1 mm'nin altında kesit alabilen cihazlar üretilmiştir. Aynı yıl bugünkü ÇKBT teknolojisinin öncüsü ikiz dedektörlü helikal BT'de geliştirilmiştir. 1993'te gerçek zamanlı BT'nin kullanıma sokulmasıyla BT floroskopi altında biyopsi işlemlerinin yapılabilmesi, damar yapıları ya da organlar içindeki kontrastlanmanın monitörizasyonu (otomatik bolus yakalama programları) olanaklı hale gelmiştir. Gantri rotasyon zamanlarınının 1 sn'nin altına inmesi 1995'te mümkün olmuştur. 1998 yılında da ilk çok kesitli BT sistemleri kullanıma girmiştir (85).

Çok Kesitli BT Fiziği

a- Temporal Çözünürlük

Temporal çözünürlük gantri rotasyon süresinin yarısına eşittir. Görüntünün rekonstruksiyonunu yapmak için gerekli tarama verisinin elde edilmesi sırasında geçen sürenin miktarı temporal çözünürlük olarak tanımlanır (90). Çok kesitli BT için temporal çözünürlük cihazın tek bir gantri rotasyonunu tamamlama süresine bağlıdır. Bununla birlikte kısmi tarama rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması ile değiştirilebilir. Bu yöntemle yaklaşık 240 derecelik gantri rotasyonu ile elde edilen verilerden tekrar görüntü oluşturulur (90).

Temporal çözünürlük düşük kalp hızları için uygundur. Fakat yüksek hızlarda bulanıklaşma ve merdiven basamağı artefaktına neden olabilir. Yüksek kalp hızları söz konusu olduğunda ise temporal çözünürlük, birden fazla kalp siklusuna ait veriler kullanılarak artırılabilir (90). Elde edilen temporal çözünürlük gantri rotasyon süresinin, kullanılan kalp siklusunun iki katına bölünmesi ile hesaplanır (87). Tek kalp siklusundan elde edilen veriler görüntü oluşturmak için kullanılıyorsa buna "tek-sektör rekonstrüksiyon" denir. Eğer birden fazla siklustan elde edilen veriler kullanılıyorsa buna "multisektör rekonstrüksiyon" veya "multisegment rekonstrüksiyon" denir. Genel olarak dakikada 65 atımdan daha düşük kalp hızları için tek sektör rekonstrüksiyon kullanılır (87).

b- Uzaysal Çözünürlük

Koroner arterler genellikle 2–4 mm çapa sahiptirler. Arter lümeni proksimal ana dallarda 4 mm ve uç dallarda 1 mm civarındadır (86). Distal dallarla karşılaştırıldığında, proksimal dallar için çok kesitli BT ile darlık tespit duyarlılığı daha yüksektir (87).

Koroner arterlerin kalp yüzeyindeki seyri de karmaşıktır. Sol anterior desendan arter (LAD) aksiyel plana neredeyse paraleldir. Sağ koroner ve sol sirkumfleks arterler (RCA ve LCX) ise aksiyel plana dik seyrederler. Bu nedenle hem aksiyel planda ve hem de z eksenini boyunca uzaysal çözünürlük yüksek olmalıdır (87).

Uzaysal çözünürlük büyük oranda tarayıcının tipine bağlıdır. Onaltı kesitli cihazlar bu anlamda 4 kesitli tarayıcılara göre daha avantajlıdır. Cihazın tasarımına göre daha küçük aralıklarla dedektörler bulunabilir. Onaltı kesitli tarayıcılarda kesit kalınlığı 0,5–1,25 mm arasındadır (87).

Altın standart olan kateter anjiografinin uzaysal çözünürlüğü 0,2x0,2 mm'dir. Bu değer 4 kesitli cihazlar için 0,6x0,6x1,0 mm; manyetik rezonans anjiografi için

1,25x1,25x1,5 mm'dir (88). Spiral BT ile hacim görüntüleri elde edilebilmesi ve üst üste gelen kesitlerin rekonstrüksiyonu, z eksen çözünürlüğünü arttırdığından dolayı 16 kesitli BT cihazlarının uzaysal çözünürlüğü 0,5x0,5x0,6 mm'ye ulaşmaktadır (89).

c- Tarama Zamanı

Tarama zamanı cihazın rotasyon süresinin yanı sıra incelenecek bölgenin uzunluğuna da bağlıdır. Koroner anjiyografide, karinanın 1 cm altından başlanır ve kalp tabanına kadar yaklaşık 10–12 cm'lik mesafe taranır (82). Cihazın kesit sayısı ve rotasyon hızı yüksek ise, uzaysal çözünürlükte sınırlama olmaksızın tarama süresi, dolayısıyla da nefes tutma süresi kısalır. Bizim çalışmamızda ortalama süre 21 sn olarak tespit edildi. Nefes tutma süresinin en aza indirilmesi solunumla ilgili artefaktların da azalmasına katkı sağlayacaktır. Görüntüler kısa sürede elde edildiği için, kalp venlerinin kontrast madde ile dolarak raporlamada karışıklıklara yol açması da engellenmiş olur (86).

d- İnce Kesit Kalınlıkları

Konvansiyonel helikal cihazlardan farklı olarak, ÇKBT cihazları artmış hızları sayesinde klasik kesit taramasından çok, bir anlamda "hacim taraması" yapmaktadır. Yüksek kalitede hacim bilgisi için longitudinal düzlemdeki (Z eksenindeki) çözünürlüğün yeterli olması gerekmektedir. Z eksen çözünürlüğünü belirleyen başlıca etken kesit kalınlığıdır. Dedektör teknolojisindeki iyileştirmelerle minimum kesit kalınlığı giderek düşürülmektedir. Böylece ulaşılan anizotropik voksel geometrisi sayesinde multiplanar reformasyonlar ve üç boyutlu görüntüleme optimal görsel keskinlikle yapılabilmektedir (93).

e- Gantri Rotasyon Süresi

İlk olarak EBT cihazları ile tarama bir saniyenin altına indirilmiştir. Çok kısa bir zaman içerisinde helikal cihazlarda da rotasyon süreleri 1 sn'nin altına indirilmiştir. Bu bağlamda elimizde mevcut 16 dedektörlü ÇKBT sistemleri ile ulaşılmış en ileri nokta 0.42 sn'dir (91). Gantri rotasyon süresinin bu denli kısalması hareket artefaktlarını belirgin olarak azalttığı gibi aynı süre içinde daha geniş anatomik bölgelerin taranabilmesi olanağını doğurmuş ve longitudinal (z eksen) çözünürlüğü de artırmıştır. Bu durum kalbin diastolik fazında göreceli olarak hareketsiz görüntülerin alınmasına izin vermektedir. Bu gelişme prospektif ve retrospektif elektrokardiyografik tetikleme ile birlikte, koroner arter kalsiyum skorlama ve koroner arter BT anjiyografi gibi kardiyak

uygulamaların yapılabilmesine olanak sağlamıştır. Artık ÇKBT cihazlarında EBT cihazlarıyla karşılaştırılabilir düzeyde kalsiyum skorlama yapılabilir (92). Tarama zamanının 1 sn'nin altına indirilmesi için gantri çiziminde (design), gantri motorunda, veri ileti düzeninde (data transmission system-DAS) ve X-ışın tüpünde bazı değişikliklerin yapılması gerekmiştir. Tarama zamanı 1 sn'den 0.5 sn'ye indiğinde gantriye uygulanan merkezkaç kuvvetinde 4 kat artış oluşmaktadır. Gantrinin bu kuvvet artışını karşılamak üzere yeniden biçimlendirilmesi gerekmektedir. Yine tarama zamanı kısaldıkça birim zamanında ölçülen veri miktarı artmaktadır. Bu miktardaki verinin iletimi düşük voltajlı slip-ring yönteminden farklı, daha yüksek hacimli ve hızlı veri iletim sistemlerine ihtiyaç doğurmuştur. Tarama zamanının kısalması tüpe uygulanan merkezkaç kuvvetini arttırdığı gibi tüpün ürettiği X-ışını miktarının artmasını ve dolayısıyla tüpün soğutma yeteneğinin iyileştirilmesini de gerektirmiştir (85).

f- Çoklu Dedektör

Çok kesitli BT teknolojisinin belkemiği dedektör yapısıdır. Konvansiyonel spiral BT cihazlarında dedektör tek sıra halinde dizilmiş dedektör elemanlarından oluşan tek boyutlu bir yapıdır. Günümüzde 4, 8, 16, 32 ve 64 dedektörlü BT cihazları mevcuttur. Çok kesitli BT cihazlarında sistemin minimum kesit kalınlığını belirleyen unsur en küçük dedektör elemanının Z eksenindeki genişliğidir. Bu değer bazı sistemlerde 0,5 mm, bazı sistemlerde 0.625 mm'dir.

g- Görüntü Rekonstrüksiyonu

ÇKBT cihazlarında konvansiyonel helikal cihazlardan farklı görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılmaktadır. ÇKBT cihazlarında dedektör iki boyutlu olduğundan tüpten çıkan X-ışını hüzmesi de iki boyutludur, yani koni şeklindedir. Konvansiyonel rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması durumunda, koni içinde belli bir açıyla dedektör elemanlarına gelen X ışınları artefaktlara yol açabilir. Bu artefaktların giderilebilmesi için ÇKBT cihazlarında, konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılan 180 derece lineer interpolasyon algoritması değil, çok noktalı (multipoint) interpolasyon ile görüntüler rekonstrükte edilmektedir (94,95). Bu şekilde konvansiyonel helikal tekniğe göre daha yüksek kalitede görüntü kalitesi elde edilebilmektedir.

Multipoint rekonstrüksiyon algoritmasında verilerin örnekleme de optimize edilmiştir. Optimize edilmiş örnekleme adı verilen bu yöntemin amacı longitudinal yönde veri örnekleme miktarını arttırmak, yani daha fazla ölçüm bilgisi elde etmek ve

böylece sinyal/gürültü oranını arttırmaktır (95). Bu nedenle tamamlayıcı verilerin görüntü kalitesine bir katkısı olamamaktadır. Dolayısıyla böyle bir sistemde helikal pitch faktörü 3,5, 4,5 gibi kesirli sayılardan seçilmektedir. Böylece ortaya paradoksal bir sonuç çıkmaktadır. Konvansiyonel yöntemle göre daha fazla ölçüm verisi kullanılmasına olanak veren optimal örnekleme yöntemi sayesinde, ÇKBT cihazlarında aynı dozun kullanılması durumunda S/G oranı konvansiyonel BT cihazlarına göre %20 nispetinde artmaktadır.

Görüntü rekonstrüksiyonunda ÇKBT ile çok noktalı interpolasyon algoritması dışında, Z filtre rekonstrüksiyon algoritması adı verilen bir teknik de kullanılmaktadır. Z filtre rekonstrüksiyonunda uygun Z kernelleri seçilerek, tek bir helikal veri kümesinden farklı kesit kalınlıklarında çok sayıda görüntü serisi oluşturulabilmektedir (94). Buradaki ilke standart veya akciğer kernelleri ile yapılan görüntü rekonstrüksiyonuna benzemektedir. Nasıl bu kernellerde düzlem içi (in-plane) frekans yanıtı değiştirilerek standart veya akciğer algoritmasında görüntüler oluşturuluyorsa, Z kernelleriyle de kabaca benzer bir biçimde Z eksenindeki frekans yanıtı değiştirilmekte ve bu şekilde farklı kesit kalınlıklarında görüntüler oluşturulabilmektedir (94).

ÇKBT'deki Yeniliklerin Görüntü ve Tarama Parametrelerine Etkisi

a- Tarama Hızında Artış

Pitch faktörünün artması ve gantri rotasyon süresinin kısılması (0,5 sn ve altına inmesi) çok kesitli BT sistemlerindeki hızın artmasına neden olmaktadır. Bu iki etki birleştirildiğinde, örneğin 8 segmentli bir cihaz konvansiyonel helikal cihaza göre 16 kat, 16 segmentli bir cihaz 32 kat hızlı tarama yapabilmektedir. Burada bilinmesi gereken bir nokta daha vardır. Tarama hızındaki bu 16 ya da 32 kat artış her kesit kalınlığı için geçerli değildir. Düşük kesit kalınlıklarında maksimum hız mümkün olmakta, ancak kesit kalınlığı arttıkça bu şans azalmaktadır.

Çok kesitli BT cihazlarının kullanıma girmesiyle pitch kavramı iki farklı şekilde tanımlanır olmuştur. Pitch 360 derece rotasyon süresince olan masa hareket miktarının tek kesit kalınlığına oranı olarak hesaplanabileceği gibi, 360 derece rotasyon süresince olan masa hareket miktarının toplam ışın demeti genişliğine (total beam width) oranı şeklinde de hesaplanabilir (96). İkinci yöntemde, örneğin 3 ve 6 gibi pitch değerleri kullanılmaktadır. Bu sistemlerde pitch'in 3 olarak kullanıldığı tarama modları yüksek kalite, pitch'in 6 olarak kullanıldığı tarama modları hızlı olarak tanımlanmaktadır.

Uzaysal çözünürlüğün önemli olduğu klinik durumlarda 3 pitch'in, yüksek

hacimlerin kısa zamanda taranmasının gerekli olduğu durumlarda 6 pitch'in kullanılması önerilmektedir. Bazı üreticiler konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılan pitch kavramıyla örtüşmesi amacıyla pitch'i yukarıda belirtilen ikinci formülle, yani rotasyon süresince olan masa hareketini toplam ışın demeti genişliğine bölerek hesaplamakta ve beam pitch olarak adlandırmaktadırlar. Tarama hızının konvansiyonel helikal cihazlara ve sisteme göre 8 ya da 16 kata varan miktarlarda artması daha geniş hacimlerin daha kısa sürelerde taranması olanağını getirmiştir. Buna bağlı avantajlar şöyle sıralanabilir (96);

1. Rutin incelemelerin daha kısa sürelerde (nefes tutma süresinde) bitirilmesi solunum denetimsizliğinden kaynaklanan artefaktları gidermiştir. Örneğin 30 cm genişliğindeki toraks incelemesi konvansiyonel helikal bir cihazda 30 sn sürerken çok kesitli cihazlarda daha ince kesit kalınlıkları ile 5–9 sn arasında tamamlanabilmektedir.

2. Hızlı tarama yeteneği travma hastalarının incelenmesinde vazgeçilmez bir avantajdır. Bu hastalarda çok kısa sürelerde tüm vücut taraması yapılabilmektedir.

3. Benzer şekilde çocuk yaş grubunda ve kooperasyon gösteremeyen hastalarda ÇKBT son derece hızlı bir biçimde incelemenin tamamlanabilmesini sağlamaktadır.

4. ÇKBT teknolojisinin gelişmesi BT anjiyografi uygulamalarında çığır açmıştır. Pulmoner emboli hastalarında önceleri mümkün olmayan subsegmental düzeydeki embolilerin değerlendirilmesi ÇKBT cihazlarıyla mümkün olabilecektir. Aort diseksiyonu, aort anevrizması, ekstremiteler arterlerinin aterosklerotik lezyonları, renal arter patolojileri, mezenter iskemisi, pankreas, bilier ağaç, karaciğer ve böbrek neoplazmlarında arteriyel ve venöz tutulumun araştırılması, karaciğer transplantasyonlarında hepatik arteriyel, portal ve hepatik venöz anatomisinin preoperatif değerlendirilmesi gibi birçok uygulama ÇKBT cihazlarıyla daha yüksek longitudinal rezolüsyonla yapılabilmekte, longitudinal çözünürlüğün artmasıyla daha kaliteli 3 boyutlu uygulamalar mümkün olmaktadır. Yüksek tarama hızının ince kesit kalınlıklarıyla birleştirilmesi sayesinde Willis poligonu damar yapıları BT anjiyografi ile değerlendirilebilir hale gelmiştir (96).

5. Çok kesitli BT sistemleri çok fazlı kontrastlı çalışmalara olanak sağlamaktadır. Örneğin karaciğerde üst üste iki kere arteriyel faz taraması yapılabilmektedir. Bu şekilde siroz hastalarında daha çok sayıda erken evre karaciğer kanseri yakalandığını gösteren çalışmalar mevcuttur (95).

6. Tarama hızının artması özellikle BT anjiyografi uygulamalarında kontrast madde dozundan tasarruf edilmesine imkan vermektedir. Örneğin pulmoner arter BT

anjiyografide daha önceleri 140 -160 cc arasında değişen doz gereksinimi yeni cihazlarla 100 cc'nin altına indirilmiştir.

b- Kesit Kalınlığında Azalma

Günümüzde ÇKBT cihazlarında minimum kesit kalınlığı 0.5-0.62 mm arasında değişmektedir. Daha ince kesit kalınlıkları uzaysal çözünürlüğü arttırmakta ve kısmi hacim etkisini azaltmaktadır. ÇKBT sayesinde bu denli ince kesit kalınlıkları ile birçok anatomik bölge taranabilmekte, elde olunan izotropik görüntülerle yüksek kalitede reformat, multiprojesiyon, volüm reformat ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar yapılabilmektedir.

c- X-Işınından Yararlanma Faktöründe Artış

X-ışını istifade faktörü konvansiyonel helikal cihazlara göre daha yüksektir. Bunun nedeni yalın olarak şöyle açıklanabilir; ÇKBT'de X-ışını demetinin longitudinal yöndeki toplam kalınlığı konvansiyonel helikal cihazlara göre daha fazladır. Böylece konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılmayan, bir anlamda ziyan edilen X ışınları çok kesitli sistemlerde veri eldesi amacıyla kullanılmaktadır. X-ışını istifade faktöründeki bu artış tüp yüklenmesini azaltmakta, helikal taramanın tüp soğuması için bekleme süresi olmaksızın daha uzun süreler devam edebilmesine olanak tanımaktadır (95). X ışını yararlanma faktörünün artması nedeniyle tüp ömrü de belirgin olarak uzamaktadır (95).

d- Gantri Rotasyon Süresinin Kısalması

Onaltı dedektörlü ÇKBT cihazlarında gantri rotasyon süreleri 0,42 sn kadar inmiştir. Böylelikle 210 msn'ye inen temporal çözünürlük sağlanabilmektedir. 210 msn'lik temporal çözünürlük de kalbin diastolik fazında göreceli olarak hareketsiz görüntülerin alınmasına izin vermektedir. Bu gelişme, prospektif ve retrospektif elektrokardiyografik tetikleme ile birlikte, koroner arter kalsiyum skorlama ve koroner arter BT anjiyografi gibi kardiyak uygulamaların yapılabilmesine olanak sağlamıştır. Kalp hızı ve ritmi uygun hastalarda da koroner arterlerin özellikle proksimal kesimlerinin BT anjiyografi ile değerlendirilmesi mümkündür (93).

ÇKBT Koroner Anjiyografi

ÇKBT'nin kalp görüntülenmesinde kullanımını ön plana çıkaran bazı özellikleri vardır.

Koroner BT anjiyografi, 16 ve daha fazla dedektörlü BT cihazları ile artmış temporal ve uzaysal çözünürlüğünden dolayı daha kolay yapılmaktadır.

Kesit sayısının fazla olması, gantri rotasyonunun daha hızlı oluşu, kısmi tarama verilerinden rekonstrüksiyon yaparken veya değişik fazlardan elde edilen verileri birleştirirken çok daha karmaşık algoritmaların kullanılması yeni jenerasyon BT cihazlarının önemli özelliklerindedir.

Teknikle ilgili önemli konular; çekim süresinin olabildiğince kısa olması, yüksek temporal ve uzaysal çözünürlüğün sağlanması, artefaktların ve radyasyon dozunun azaltılması ile uygun rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılmasıdır.

a- ÇKBT Koroner Anjiyografi Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

ÇKBT koroner anjiyografi çekimlerinde başarı için doğru endikasyon ve iyi hasta seçimi çok önemlidir. ÇKBT koroner anjiyografi kullanımı, tanısal algoritmalarda kesin bir basamağa yerleştirilmiş olmamakla birlikte, her geçen gün artmaktadır.

ÇKBT koroner anjiyografi kesin bir endikasyon olmamasına rağmen günümüzde şu amaçlarla kullanılmaktadır (97);

- Aterosklerotik plakların tespiti,
- Koroner arter stenozunun derecelendirilmesi,
- Koroner arter by-pass greftlerinin kontrolü,
- Stentlerin patensi kontrolü,
- Konvansiyonel katater anjiyografide kesin bir karar verilemediği durumlarda tamamlayıcı tetkik olarak,
- Koroner arter anatomisini ve varyasyonlarının değerlendirilmesinde,
- Aorto-ostial lezyonların tespitinde.

Koroner BT anjiyografinin kontrendikasyonları arasında; bilinen kontrast madde alerjisi, böbrek fonksiyon bozukluğu (serum kreatinin>1.5 mg/dl), gebelik, solunum sıkıntısı, genel durum bozukluğu, β -bloker kullanımının kontrendike olduğu durumlar (sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonunun %30'un altında olması, bronşial astım hikayesi, raynaud sendromu, atrioventriküler iletim bloğu) bulunmaktadır. Ayrıca tahmin edilen tetkik süresi (ortalama 25 sn) kadar nefes tutamayan, aritmisi olan, kalsiyum skorunun 500 ve daha fazla olduğu hastalar ile kalp hızı dakikada 90 atımdan yüksek olan hastalarda da koroner BT anjiyografi yapılması önerilmemektedir.

b-Çok Kesitli BT Koroner Anjiyografide Hasta Hazırlığı

İyi bir hasta hazırlığı ÇKBT koroner anjiyografide kat edilmesi gereken yolun yarısıdır. Çok Kesitli BT koroner anjiyografide sonuçların iyi olması çekim öncesi uygun hasta hazırlığından geçer.

Çekim Öncesi Hazırlıklar

ÇKBT ile koroner anjiyografi çekimi öncesi;

1. Dört saatlik açlık gerekmektedir (kontrast madde alerjisine bağlı gelişebilecek kusma esnasında aspirasyonu önlemek için).
2. Çekimden önce mesane boşaltılmalıdır. Mesanenin boşaltılması, hasta ile olan kooperasyonu artıracığı gibi dolu mesanenin vereceği rahatsızlığın neden olabileceği kalp hızının yüksek olmasını da önler.
3. Hastanın damar yolu, çekim odasına alınmadan önce antekübital venden 18–20 gauge branül ile kanüle edilmelidir. Damar yolunun çekim masasında kanüle edilmesi, hastada muhtemel strese ve nabzın artmasına neden olabilir.
4. EKG elektrotlarının yerleştirileceği cildin stratum korneum tabakası alkol ile temizlenmelidir. Elektrotlar yeterince yapışmadıklarında EKG trasesinde yer yer sapmalara ve artefaktlara neden olabilir.
5. Elektrotları, kas artefaktlarını önlemek için kemik çıkıntılar üzerine yerleştirmeye özen gösterilmelidir.
6. EKG'de dalgaların birbiriyle çakışmasını engellemek ve mümkün olduğunca artefaktsız görüntü elde etmek için üç EKG elektroduna ek olarak, sağ ayak bileğinin medial yüzüne toprak elektrodu bağlanmalıdır.

Çekim Masasındaki Hazırlıklar

Hastanın rahatlamasını sağlamak ve özellikle kalp hızı gibi anksiyete ile ilişkili semptomları azaltmak için çekim hakkında aşağıdaki bilgiler verilmelidir.

1) Bir doktorun onunla devamlı irtibat halinde olacağı söylenir.

2) Kontrast madde enjeksiyonu nedeniyle uygulanan kol tarafından başlayıp vücuduna yayılan bir sıcaklık hissinin olabileceği ve endişelenmemesi gerektiği ifade edilir. Söylenmediği takdirde hastalarda, çekim sırasında ani bir panik, nabızda yükselme, aritmi ve hatta masadan kalkmaya teşebbüs gibi istenmeyen olaylar meydana gelebilir.

3) Çekim tekniği ve elde edilebilecek klinik bilgilerin önemi hakkında kısa ve anlaşılır bir açıklama yapılmalıdır.

4) Çekim boyunca hareketsiz kalmanın tetkik kalitesini artıracığının önemi vurgulanmalıdır.

Çekim öncesinde, hastalara yaklaşık 24 ± 2 saniye nefes tutabilecek seviyeye gelinceye kadar nefes tutma egzersizleri yaptırılır. Bu zaman dilimi karınanın 1 cm altından başlayıp kalbin tabanına kadar olan mesafedeki kesitlerin elde edilmesi için geçen süredir. Hastaya önce birkaç kere yavaşça derin nefes alıp vermesi söylenir. Amaç hafif alkaloz hali oluşturmaktır.

Görüntülemenin başarılı olması için, kalp atım hızının yavaş ve düzenli olması, nefes tutma ve çekim süresinin kısa olması, uzaysal ve temporal çözünürlüğün yüksek olması gerekmektedir.

En az kardiyak hareket, ventriküllerin pasif olarak dolduğu diyastol esnasında olmaktadır (98). Diyastol süresi ise kalp hızına ve sistolde harcanan süreye bağlıdır. Kalp hızı dakikada 70 atımın altında olduğunda diyastolde geçen süre daha uzun olur (99). Kalp hızı arttıkça sistol süresi uzar ve diyastol sonu interval kısalır (99). Bu durum, ÇKBT' nin yüksek temporal çözünürlüğü varlığında bile, kalp hızını en uygun hale getirmeyi gerektirmektedir. Schroeder ve arkadaşlarının doksan dört hasta üzerinde yaptığı bir çalışmada, kalp hızı ile değerlendirilebilir damar sayısı arasında ters bir ilişki saptanmıştır. Bu çalışmaya göre kalp hızı dakikada 65'ten daha düşük olduğunda damar izlenebilirliği daha fazladır (99). Giesler ve arkadaşlarının yaptığı başka bir çalışmada kalp hızı dakikada 70 atımın altında olduğunda arterlerin %13'ünde, kalp hızı 70 atımın üzerinde olduğunda ise arterlerin %33'ünde görüntü kalitesi bozulmuştur. Yine aynı çalışmada koroner arterler için ÇKBT duyarlılığı, kalp hızı düşük olanlarda % 62 ve kalp hızı yüksek olanlarda %33 olarak bulunmuştur. Nieman ve arkadaşları, darlık duyarlılığının kalp hızı düşük olan hastalarda %82 ve 80 atım/dakikadan yüksek kalp hızlarında %32 olarak değerlendirmiştir (86). Bu bilgiler ışığında görüntülemeye geçilmeden önce hastanın kalp hızı belirlenmelidir. Nefes tutma esnasında oluşan valsalva manevrası genelde nabızı 5–10 atım düşürebilir.

Eğer kalp hızı dakikada 70 atımdan yüksek ise bir β -bloker tetkikten bir saat önce oral yolla verilmelidir (50 mg Metoprolol) ya da taramadan hemen önce intravenöz yolla uygulanabilir. Biz çalışmamızda, kalp hızı dakikada 70 atımın altına ininceye kadar, IV yoldan metoprolol tartarate'ı (Beloc ampul 5mg/ml) 5 dakika aralıklar ile tansiyon ve nabız takibi ile en fazla 5 ampul Beloc yarı yarıya izotonik ile sulandırarak bir kardiyoloji uzmanı gözetiminde uyguladık.

Çekim masasındaki son aşamada koroner arterleri genişletmek amacıyla Nitrogliserin (0,4 mg) verilebilir. Biz uygulamalarımızda nitrogliserini ÇKBT anjiyografi

yapılacak hastalara çekimden 1–2 dakika önce dilaltına uyguladık. Nitratların, bazen refleks taşikardiye yol açarak nabzı artırabileceği unutulmamalıdır.

c- ÇKBT Anjiografide Kontrast Madde Kullanımı

Çok kesitli koroner BT anjiografide kullanılan kontrast maddenin miktarı, çekim esnasında antekübiteal venden gönderilen kontrast maddenin zamanlaması, görüntü ve rapor kalitesini yakından ilgilendiren parametrelerdir. Arterin kontrastlanması, damar duvarındaki kalsifiye lezyonları gizleyecek derecede fazla olmamalı (örn. >350 HU) ve vasküler yapıyı da yeterli düzeyde gösterebilmelidir (100).

Çalışmalarda arter lümeninin değerlendirilmesine ve arter duvarındaki potansiyel lezyonları belirlemeye imkan verecek uygun kontrastlanmanın 40 gram iyodun 1gram/sn hızda verilmesiyle elde edildiği gösterilmiştir (101). Onaltı dedektörlü BT cihazları ile çekim boyunca homojen vasküler kontrastlanma elde etmek için 20-40 sn içerisinde, dual-head power enjektör kullanılarak 18 ya da 20 gauge iğne ile antekübital venden 80–120 ml non-iyonik kontrast madde, 3–5 ml/sn hızda verilmelidir (100). Farklı non-iyonik kontrast maddeler arasında hemodinamik parametreler açısından anlamlı bir farklılık olmamakla birlikte osmolaliteleri ile ilişkili olarak iletim ve kontraktilite anormallikleri gibi kardiyovasküler etkileri vardır (100).

Çalışmamızda hastalara 90 ml non-iyonik kontrast madde 4,5 ml/sn hızla verilip takiben 40 ml NaCl 2,5 ml/sn hızla otomatik enjektör ile verilerek çekim yapıldı.

Kontrast maddenin hemen ardından verilen serum fizyolojik sayesinde sağ ana koroner arter kontrast madde ile dolu iken, sağ ventrikül faza bağlı olarak serum fizyolojik ile dolmuş göstermektedir. Aynı zamanda superior vena cava ve sağ atriumdaki dens kontrast madde nedeniyle oluşan streak artefaktlarının oluşumu önlenir. Yine sola oranla daha ince duvara sahip olan sağ ventrikülün yoğun kontrast madde ile dolması, sağ ana koroner arterde artefaktlara neden olabilir. Bu durum ise yorumlama hatalarına yol açar (100, 102).

ÇKBT koroner anjiografide sık kullanılan kontrast madde enjeksiyonu zamanlama teknikleri;

- 1-Sabit gecikme tekniği,
- 2-Test bolus tekniği,
- 3-Bolus tracking tekniğidir (102).

İyi bir teknikte sol ventrikül ve koroner arterlerde yüksek kontrastlanma, sağ ventrikül ve pulmoner arterlerde ise düşük dansite sağlanmalıdır (103). Yine koroner arterlerde yüksek kontrastlanma sağlanırken koroner venler görüntüye girmemelidir.

1- Sabit Gecikme Tekniği

Görüntüleme, kontrast madde enjeksiyonunun sonlandığında serum fizyolojik enjeksiyonu ile eş zamanlı olarak başlar. Bu gecikme yaklaşık olarak 25 saniyedir (103).

Uzun boylu hastalarda optimal faz daha geç dönemde yakalanırken, kısa boylu olanlarda bu faz daha erken olur.

Çekime geç başlanacak olursa, koroner venler kontrast madde ile dolacak ve görüntülerde karmaşıklığa neden olacaktır. Bunlar ise yanlışlıkla varyasyon veya arteriyovenöz fistül tanısına götürecektir. Koroner arterlerin distal segmentlerinde ise kontrast madde sirkülasyonunu tamamlayacağı için kontrastlanma yetersiz olacaktır (103). Çekime erken başlandığı zaman ise sağ kalp ve vena kava superiorda yoğun kontrasta bağlı 'streak' artefaktı oluşur ve ince olan sağ ventrikül duvarı nedeniyle RCA'daki olası bir lezyon gözden kaçabilir.

2- Test Bolus Tekniği

Görüntüleme çıkan aortada sabit bir seviyede iken az miktarda kontrast madde verilerek yapılır. Böylece kontrast dansitesinin artış ve azalış eğrisi ortaya çıkar. Bu test dozu enjeksiyonunun, esas kontrast volümünün davranışını göstereceği farzedilerek eğrideki pik dansite değerinden çekim zamanı anlaşılabilir (103).

3- Bolus Tracking Tekniği

Çıkan aortaya 'region of interest (ROI)' yerleştirilir ve görüntüleme, kontrast madde önceden belirlenen eşik Hounsfield ünitesine ulaştığında başlar. Çıkan aortadaki kontrastlanma, koroner arterlere giden kontrastı gösterdiği için bu seviyede ulaşılan kontrastlanma koroner arterlerin optimal kontrastlanmasında major rol oynar (102).

Koroner ÇKBT incelemelerde şu ana kadar sabit gecikme ve test bolus teknikleri incelenmişti. Cademartiri ve arkadaşlarının test bolus ve bolus tracking tekniklerini karşılaştırdıkları bir çalışmada bolus-tracking grubunda çekim ve kontrast madde arasında daha iyi zamanlama elde edildiği, yine daha homojen ve sabit kontrastlanma ile pulmoner damarlar ve sağ kalpte daha az kontrastlanmanın sağlandığı ifade edilmektedir. Yine bu grupta test bolus grubuna göre kullanılan kontrast madde miktarının %20 daha az olduğu ve koroner arterlerde yüksek kontrastlanmaya yol açtığı belirtilerek görüntüleme gecikme süresinin, bolus tracking grubunda test bolus grubundan 6 saniye daha sonra olduğu rapor edilmiştir (102).

d. Görüntü Postprosesing İşlemleri

Günümüzde koroner arterlerin değerlendirilmesinde 2 boyutlu ya da 3 boyutlu teknikler kullanılır (104.105). İki boyutlu teknikler olarak aksiyel kaynak görüntüler ve yeniden oluşturulan çok planlı görüntüler kullanılmaktadır. Ayrıca kullanıcı tarafından eğri (curved) görüntüler de oluşturulabilir.

Aksiyel Kaynak Görüntülerin Rekonstrüksiyonu

Rekonstrüksiyon penceresi EKG trasesinde R dalgasından itibaren ya bir göreceli (yüzde) ya da bir sabit gecikme zamanı kullanılarak elde edilir. Sabit gecikme zamanı da mutlak ve ters mutlak gecikme diye ikiye ayrılır (103).

Göreceli gecikme yönteminde, R-R intervali %0'dan %100'e kadar artan yüzdelere ayrılır. Gecikme R-R intervalinin (kalp döngüsünün) belli bir yüzdesi olarak belirlenir ve görüntülerin rekonstrüksiyonuna, ilk R dalgasından itibaren sıra ile başlanır. Verilerin yeniden oluşturulmasında kullanılan zamanın uzunluğu cihazın temporal çözünürlüğüne bağlıdır. Eğer değişen gecikmelerle çok sayıda rekonstrüksiyon yapıldığında artışlar temporal çözünürlükten daha az ise, görüntülerde üst üste binmeler ve artefaktlar ortaya çıkar.

Mutlak gecikme yöntemi ile yeniden oluşturmayı başlatmak için R dalgasından sonra sabit bir gecikme süresi kullanılır.

Ters mutlak gecikme yönteminde ise, bir sonraki R dalgasından sabit bir süre önce rekonstrüksiyon başlatılır. Yeniden görüntü oluşturmak için genellikle göreceli gecikme veya ters mutlak gecikme metodu kullanılır. Biz göreceli gecikme yöntemini kullandık.

Kalbin en hareketsiz dönemi olan diyastolde RCA orta segmentte tek bir kesit için farklı yüzdelere ile rekonstrüksiyonlar yapılır (103). Bir kez en az artefaktlı görüntü bulunduktan sonra bu yüzde ile bütün kalbi içeren görüntüler elde edilir. Eğer belli bir damarı etkileyen hareket artefaktı varsa farklı yüzdelere denenebilir. Koroner BT anjiyografide %40 ve %80 arasında %10'luk artışlarla yapılan rekonstrüksiyonlar en uygun uygulama olarak öne sürülmektedir.

Kantarıcı ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, %30–90 arasında R-R intervalinin her %10'luk parçasında ilk birkaç santimetresinde segmenter rekonstrüksiyonlar elde edilerek bu rekonstrüksiyonların en iyisi ile izovolümik rölaksasyon periyoduna karşılık gelen rekonstrüksiyon penceresindeki görüntüler step (basamak) artefaktı yönünden karşılaştırılmış ve sonuçta izovolümik rölaksasyon

periyoduna karşılık gelen rekonstrüksiyon intervalindeki görüntünün, imaj kalitesi bakımından multipl rekonstrüksiyonların en iyisine yakın olduğu bulunmuştur (107).

Kopp ve arkadaşları RCA'nın en iyi erken diyastolde, R-R intervalinin %40'lık bölümünde, Cx'in döngünün ortasında ve LAD'ın R-R intervalinin %60-70'lık bölümünde görüntülendiğini bildirmişlerdir (106).

Multiplanar Rekonstrüksiyonlar

Multiplanar rekonstrüksiyonlar voksellerin yeniden başka bir planda dizilmesi ile oluşturulur. Yakın "izotropik" doğası nedeniyle (x, y ve z eksenlerinde eşit vokal boyutları), görüntü verileri, aksiyel kesitlerdekiyle yakın kalitede görüntü niteliğine sahip, isteğe bağlı olarak tekrar düzenlenebilir. Aksiyel planda izlenen bir plağın sagittal ve koronal planlarda da değerlendirilerek natürü ve lokalizasyonu hakkında daha doğru veriler elde edilebilir (108).

Ek bir seçenek de özellikle koroner arterlerin seyrini takip etmede yararlı olan curved multiplanar rekonstrüksiyonlardır. Curved görüntüler tek bir plandaki görüntülerden kullanıcının yönlendirmesi ile oluşturulur. Ancak tek seferde yalnızca tek bir damar ya da dal için görüntü oluşturulur. Ayrıca bu tekniğin küçük çaplı damarlarda kullanımı sınırlı olup kontrast madde ve kalsifikasyon ayrımı bu teknikle zordur.

Maksimum İntensite Projeksiyon (MIP)

Üç boyutlu görüntüleme tekniklerinden birisi de maksimum intensite projeksiyon (MIP) görüntüleridir. Kontrastlı ÇKBT koroner anjiyografide koroner anatominin görüntülenmesi için, MIP görüntüleri klinik uygulamalarda veri gösteriminde oldukça iyi ve yapılması kolay bir görüntüleme aracıdır (108). Büyük hacimli ÇKBT koroner anjiyografi verilerinin rutin görüntülenmesinde, MIP rekonstrüksiyon teknikleri aksiyel kaynak görüntülere muhakkak ilave edilmelidir. Özellikle miyokardial bridging gibi vakalarda hacim görüntüleri ile hasta ve klinisyen sorunun ne olduğunu ve nerede olduğunu 3 boyutlu göreyerek anlayabilir (54). Birkaç miyokardiyal lif bile miyokardiyal bridginge neden olduğundan sagittal görüntüler damarın miyokarda doğru çekildiğini gösterebilir.

Üç Boyutlu Görüntüler

Özellikle radyologlar dışındaki klinisyenler için 2 boyutlu görüntüleri 3 boyutlu anatomi bilgileri şeklinde hayal etmek güçtür. Koroner arterlerin 3 boyutlu gösterilmesinde en sık kullanılan teknik hacim gösterimidir. Özellikle koroner arter

varyasyonları söz konusu olduğunda damarın 3 boyutlu seyirini göstermek oldukça yararlıdır.

e- Çok Kesitli BT ile Koroner Anjiyografide Artefaktlar

Çok kesitli BT koroner anjiyografinin ve yorumunun başarısını etkileyen önemli bir unsur olan artefaktlar Choi ve arkadaşları tarafından dört grupta toplanmışlardır:

1. Kalp, akciğer ya da diğer vücut hareketleri ile ortaya çıkan hareket artefaktları,
2. Metalik implantlar, ciddi kalsifikasyonlar ve pulmoner arterlerdeki hava kabarcıkları tarafından oluşturulan ışın güçlendirici etkiler,
3. Kontrast madde ile dolu komşu yapılar ve damarların neden olduğu yapısal artefaktlar,
4. Teknik hatalar ve sınırlılıklardan dolayı ortaya çıkan artefaktlardır (109).

Kalp hareketi, kalp kenarlarında ya da damarda basamak artefaktına yol açar. Yeniden oluşturulan 2 görüntü serisi arasındaki bu basamaklanma, ilk serinin elde edilmesinden ikinci serinin elde edilmesine kadar kalbin aynı pozisyonda olmamasına bağlıdır. Bu durumun teyidi için EKG trasesinde kalp döngüsünü gösteren işaretlerin diyastole rastlayıp rastlamadığına bakılır. Erken gelen bir R dalgası rekonstrüksiyonların sistole rastlamasına neden olabilir. Bu durumda artefaktlı kesitlerin belirlenerek buna karşılık gelen EKG trasesinin silinmesi önerilmektedir (103).

Kalp ritminin düzensiz olduğu ve kalbin hareket artefaktlarının bulunduğu durumlarda tetkikten sonra EKG ile ilgili yapılacak düzeltmeler, görüntü kalitesinde iyileşme sağlayabilir. Fakat bu şekildeki bir düzeltme 1 ya da 2 atım ile sınırlıdır. Çünkü daha fazlası verilerde boşlukların çıkmasına yol açacaktır (103). Düzeltme tekniği cihazdan cihaza farklılık gösterir.

Tarama süresinin en aza indirilmesi solunum hareketinden kaynaklanan artefaktları engellemede yararlı olabilir.

En sık rastlanan ışın güçlendirici yapılarla ilgili artefaktlar, cerrahi olarak yerleştirilmiş yüksek atenuasyonlu materyaller ve doğal yapıların neden olduğu artefaktlardır. Hem yüksek hem de düşük atenuasyonlu artefaktlar hareket ile ya da yeniden görüntü oluşturma penceresinin uygunsuz seçimi ile daha abartılı hale gelebilir. Aksiyel kaynak görüntülerin tekrar gözden geçirilmesi, ışın güçlendirici veya yapısal artefaktların, görüntü yorumlama doğruluğu üzerindeki herhangi bir olumsuz etkisini engelleyebilir.

Sağ kalpteki kontrast maddeden kaynaklanan ışın kuvvetlendirici artefakt, RCA'nın görüntü kalitesini etkileyebilir. Kontrast madde enjeksiyonundan sonra uygulanan serum fizyolojik enjeksiyonu ya da taramaya geç başlanması ile (sağ kalpteki kontrast madde döngüsünü tamamlayacağı için) bunun önüne geçilebilir. Eğer kontrast bolusu yetersiz ise akım hızı artırılabilir.

Görüntü verilerinin işlenmesi ve yorumlanmasındaki teknik hatalardan kaynaklanan artefaktların önlenmesi; nefes tutma ve hareket etme konusunda hastanın bilgilendirilmesi ile başlar. Bunlara ek olarak anatomik kapsamın, tarama gecikmesinin ve yeniden görüntü oluşturma penceresinin uygun seçimi de çok önemlidir.

Artmış görüntü gürültüsü olan tetkiklerde, 1,5 mm ile hafifçe daha kalın rekonstrüksiyon algoritması ile gürültüyü azaltılabilir. Ancak bu uygulama, uzaysal çözünürlüğü azaltır (103).

f- Radyasyon Dozu

Son yıllarda gelişen çok kesitli BT teknolojisi ile kalbin görüntülenmesi ve koroner anjiyografide sürekli yeni açılımlar meydana gelmiştir. Hastanın uzun eksenli boyunca çok sayıda dedektör dizini olması, X-ışın kolimasyonunun genişletilebilmesi, masa hızının artırılabilmesi ve gantri hızının düşürülmesi son teknoloji BT cihazlarının önemli avantajlarıdır (110). Böylece rotasyon süresinin azalması, daha geniş bir alanın daha kısa bir sürede taranmasına imkan vermiş ve hareket artefaktlarını minimale indirmiştir. Rotasyon süresindeki bu kısaltmalar ve anjiyografi çalışmalarının yaygınlaşması, gerekli X-ışını miktarının artmasına ve bu konuyla ilgili radyasyon doz tartışmalarının alevlenmesine neden olmuştur.

X-ışını fotonları tarafından hasta vücudunda meydana getirilen iyonizasyon, radyasyon maruziyeti olarak tanımlanır. Üretilen fotonların sayısı, tüpün voltajına ve ışınlama süresi boyunca anoda çarpan elektron miktarı yani miliamper değerine bağlıdır. Foton atenuasyonu hastanın vücut hacmine ve kesit kalınlığına bağlı olarak değişir. Bu yüzden kilolu hastalarda, kesit incilmesi yapıldığında görüntü gürültüsünü azaltmak için tüpten çıkan foton sayısı artırılmalıdır. Aksi halde dedektör üzerine düşen foton sayısı azalacak ve görüntü kalitesi bozulacaktır. Bu durum kV ve mAs'ın artması ile sağlanır ki bu da hastanın aldığı dozu artırır (111).

ÇKBT teknolojisindeki gelişmeler sayesinde görüntü kalitesinde kayıp olmaksızın hastanın aldığı doz bir ölçüde azaltılabilmektedir.

Rubin ve arkadaşları tüm vücut anjiyografisinde, ÇKBT ile klasik anjiyografinin karşılaştırıldığı yayınlarında ÇKBT ile yapılan anjiyografide hastanın 3,9 kat daha az doz

aldığını hesaplamışlardır (112). Çalışmalarında radyasyon dozunun, büyük oranda kullanılan teknik ve hastanın vücut yapısına bağlı olduğunu göstermişlerdir.

Radyasyon dozu göz önüne alındığında tüm vücut incelemelerinde ÇKBT anjiyografi, klasik anjiyografiye oranla daha avantajlıdır (113).

Koroner BT incelemelerinde hastanın aldığı dozu karşılaştırmak ve hesaplamak için çeşitli parametreler oluşturulmuştur. Bilgisayarlı tomografi doz indeksi (Computed tomography dose index: CTDI), inceleme esnasında soğrulan radyasyon dozunun temel parametresidir. Termoluminesan dozimetreler ile ölçülür ve SI birimi coulomb/kg'dır. Doz uzunluk çarpımı, inceleme esnasındaki tüm kesitlerin toplam radyasyon dozunu verir ve SI birimi gray x uzunluk olup koroner BT incelemesinde uzunluk yaklaşık 12 cm alınır.

Efektif doz ise, koroner BT incelemesi yapılan kişinin belki de en fazla ilgileneceği kısım olan, alınan radyasyon dozunun muhtemel sağlık risklerinin tiplerini ve sonuçlarını bildirir. Efektif dozun SI birimi miliSieverttir (111).

Ancak çok kesitli koroner BT anjiyografi tetkikinde katater anjiyografiye oranla belirgin doz artışı izlenmektedir. Katater anjiyografide ortalama efektif doz $5,0 \pm 0,5$ miliSievert (mSv)'dir. Anjiyoplastide bu değer $6,6 \pm 1,0$ mSv ve anjiyoplastiyi takiben yapılan stent implantasyonunda bu doz $10,2 \pm 1,5$ mSv kadar çıkmaktadır. Hastada olası kanser gelişme riski sırasıyla 0,025%, 0,033%, 0,051% kadar tahmin edilmektedir (114).

Çok kesitli BT ile yapılan koroner anjiyografi çalışmalarında hastanın aldığı efektif doz değerleri, büyük oranda görüntüleme parametrelerine bağlı olarak değişmektedir. Genelde bu parametreler 120–140 kV, 150–225 mA arasındadır. Transluminensans dozimetre kullanılarak, 16 dedektörlü BT koroner anjiyografide doz hesaplanması yapılmıştır. Kalp hızının dakikada 60 atım olduğu bir çalışmada kalsiyum yükü ölçümü için ortalama doz erkeklerde 2,9 mSv ve bayanlarda 3,6 mSv'dir. Retrospektif EKG bandı uygulanan koroner anjiyografide hastaların aldığı efektif radyasyon dozu erkeklerde 8,1 mSv, kadınlarda 10,9 mSv olarak hesaplanmıştır (115).

Elektrokardiyografik pulsa duyarlı tüp akım modülasyonu ile radyasyon ekspozuru % 47 oranında azaltılabilir. Böylelikle ortalama doz 4,3 mSv düzeyine çekilebilir. Bu ise katater anjiyografi sırasında alınan doz seviyesindedir. Prospektif EKG tetiklemeli koroner BT anjiyografide alınan doz ortalama batın ve pelvik BT' de alınan doza yakın olup bu da hastanın doğadan aldığı 1 yıllık doza eşittir (114).

Radyolojik incelemelerdeki tipik efektif dozlar Tablo 5'de listelenmiştir (115).

Tablo 5: Efektif Radyasyon Dozları (115).

	Efektif Doz (mSv)
PA göğüs radyogramı	0.05
Beyin BT	2–4
Toraks BT	5–7
Batın ve pelvis BT	8–11
Kateter anjiyografi	3–6
ÇKBT koroner anjiyografi	4–9
Doğal yıllık radyasyon maruziyeti	2.5–3.6

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Hasta Seçimi ve Hazırlığı

Mayıs 2005 ile Şubat 2006 tarihleri arasında koroner arter hastalığı şüphesiyle kateter anjiyografi yapılan 90 hasta ÇKBT ile koroner anjiyografi çekimi için çalışma grubuna dahil edildi. Kateter anjiyografi, ÇKBT anjiyografi tetkikinden önce (en fazla dört hafta içerisinde), transfemoral yoldan Judkins yaklaşımıyla, farklı projeksiyonlarda RCA ve LMCA dalları görüntülenerek yapıldı. Stenoz oranları görsel olarak iki planda daha proksimaldeki normal segmentlerle karşılaştırılarak kardiyologlar tarafından kaydedildi.

Bilinen kontrast madde alerjisi, renal yetmezliği (kreatinin $>$ 1.5 mg/dl), anstabil anjina pektoris, akut miyokard infarktüsü, gebelik, hipertiroidi, epilepsi ve ileri derecede kalp yetmezliği olan hastalar çalışmaya dahil edilmedi.

ÇKBT anjiyografi ünitesine başvuran kateter anjiyografi yapılmış 90 hastaya tetkik hakkında gerekli ön bilgiler verilerek izinleri alındı. Tahmin edilen tetkik süresi kadar (ortalama 25 sn) nefes tutamayacağı tesbit edilen 11, aritmisi olan 4 ve uygulanan $-\beta$ -bloker tedavisine rağmen kalp hızı dakikada 70 atımdan yüksek olan 3, toplamda ise 18 hasta ÇKBT anjiyografi tetkiki yapılmadan çalışmaya grubundan çıkarıldı.

ÇKBT anjiyografi tetkiki yapılan 72 hastadan, çekim anında meydana gelen aritmi nedeniyle damar çapının 2/3 den fazlasını etkileyen hareket artefaktları oluşan 10 ve koroner arterlerinde yeterli kontrast madde dolumu sağlanamayan 4 hastanın görüntüleri, değerlendirilebilir kalitede olmadığı için çalışmaya dışı bırakıldı. Çalışmaya dahil edilen 58 hastanın %67.3'ü erkek (n=39) ve %32.7'si (n=19) kadındı. Ortalama yaşları 57 ± 6 ve çekim esnasında kalp hızları ise 63 ± 7 idi.

3.2. Çekim Protokolü

Tetkike başlanmadan önce, çekim süresini olabildiğince kısaltacak ve hastanın tetkike uyumunu sağlayacak, bilgilendirmeler ve nefes tutma egzersizleri yaptırıldı.

Çalışmamızda, 90 ml non-iyonik kontrast madde 4,5 ml/sn hızla bolus tarzında, takiben de 40 ml NaCl 2,5 ml/sn hızla otomatik enjektör (Omnipaque, Amersham Health, Cork, Ireland) yardımıyla antekübital venden verildi. Ayrıca 1-2 dakika önce, koroner arterlerdeki vazodilatatör etkisinden dolayı hastalara sublingual nitrat verildi.

Tetkike başlarken anteroposterior skenogram (120 kV, 50 mAs) alarak, çekimin yapılacağı üst ve alt sınırı belirledik. Çekim, karinadan kalp bazaline kadar kraniokaudal yönde bir nefes tutma süresinde, 16-dedektörlü (Aquillon; Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan) BT ile yapıldı. Kontrast madde enjeksiyonu

verilmesinden 16–19 saniye sonra görüntüleme başlatılarak, 0,625 mm kolimasyon (çekim süresi 30 saniyenin üzerindeyse 1,25 mm kolimasyon), 400–600 milisaniye (msn) rotasyon, 0.275:1-0.3:1 pitch, X-ışını tüpünde 120 kV ve 340-400 miliampere-second (mAs), 25 cm field of view (FOV), dedektör kalınlığı; 1,0 mm ve rekonstrüksiyon intervali; 1,0 mm olan parametreler kullanıldı.

Çekim boyunca geriye dönük olarak kalp hızı ve EKG trasesi kaydedildi. En az hareketin olduğu yüzdelik dilimi bulmak için, %40–90 arasında %5'lik artışlarla koroner arterlerin ilk birkaç santimetresini içeren küçük rekonstrüksiyon görüntüleri oluşturuldu. Daha sonra bunlardan en iyi birkaçı seçilerek kalbin tamamına yönelik o yüzde değerinde, yeniden rekonstrüksiyon yapılarak rapor edilecek görüntüler hazırlandı. Her bir koroner arterin en az artefaktlı olduğu aksiyel görüntüler ile MPR, MIP ve VRT yöntemleriyle elde edilen rekonstrüksiyon görüntüleri üzerinde değerlendirmeler yapıldı.

Çalışmamızda RCA için daha çok EKG trasesinde %40-45'e karşılık gelen, LAD ve LCX için ise daha çok %65-70'e karşılık gelen rekonstrüksiyon yüzdeleri kullanıldı.

Hiçbir hastada dikkate değer komplikasyon gelişmeden, tetkikler başarılı bir şekilde tamamlandı.

3.3. Görüntülerin Yorumlanması ve Karşılaştırılması

Koroner arter segmentleri AHA sınıflaması kullanılarak;

a- Proksimal (1- LMCA proksimali, 2- RCA Proksimal, 3- LAD Proksimal, 4- LCX proksimal),

b- Orta (1- RCA orta, 2- LAD orta, 3- LCX orta, 4- Diagonal 1-2, 5- Akut Marjinal 1-2, 6- Obtuse Marjinal 1-2),

c- Distal (1- LAD distali, 2- RCA distali, 3- LCX distali, 4- Posterior Desendan, 5- Posterior Lateral) olmak üzere üç ana gruba ayrıldı (Tablo 6).

ÇKBT anjiyografi planlanan 90 hastanın 58'inde değerlendirilebilir görüntüler elde edilip, koroner arterlerdeki stenotik lezyonların varlığı araştırıldı. Raporlamayı yapan radyolojist kateter anjiyografi sonuçlarından habersizdi.

Elde ettiğimiz sonuçlarımızı kateter anjiyografi sonuçları ile karşılaştırarak sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerlerini hesapladık.

Tablo 6: Değerlendirilen Gruplar.

Gruplar	Proksimal	Orta	Distal
Segmentler	1- LMCA proksimali 2- RCA Proksimal 3- LAD Proksimal 4- LCX proksimal	1- RCA orta 2- LAD orta 3- LCX orta 4- Diagonal 1-2 5- Akut marjinal 1-2 6- Obtuse marjinal1-2	1- LAD distali 2- RCA distali 3- LCX distali 4- Posterior desendan 5- Posterior lateral

4. BULGULAR

Çalışmamız süresince, ÇKBT anjiyografi tetkiki esnasında hastalarımızın hiçbirinde dikkate değer bir komplikasyon gelişmedi. Hastalarımızda majör kontrast madde allerjisi olmadı, 6 hastada çekimden sonra bulantı ve kusma oldu. Sekiz hastaya çekim esnasındaki kalp hızları 70'in altında olduğu için β -bloker verilmedi, 14 hasta ise daha önceden kardiyolog tarafından başlatılmış β -bloker tedavisi almaktaydı. β -blokere bağlı halsizlik şikayeti 3 hastada oldu. Onaltı hastada kullanılan nitratlara bağlı çekim sonrası baş ağrısı gelişti.

ÇKBT anjiyografi çekimi bir hasta için yaklaşık 15 dakika sürdü. Rekonstrüksiyon 20 dakikada, çalışma istasyonunda görüntülerin hazırlanması ve değerlendirilmesi ise ortalama 45 dakikada tamamlandı.

ÇKBT anjiyografi yapılan toplam 58 hastada, proksimal, orta ve distal gruplardaki stenoz oranları, kateter anjiyografide tesbit edilen stenoz oranları ile karşılaştırıldı.

Kateter anjiyografi ve ÇKBT anjiyografide her koroner arter segmenti Tablo 3'te belirtilen, normal, %1–49 arası stenoz, %50–74 arası stenoz, %75–99 arası stenoz ve tam stenoz-oklüzyon (%100) olarak rapor edildi ve bu sonuçlar kullanılarak değerlendirmeler yapıldı. Proksimal grupta kateter anjiyografi, toplam 78 segmentte çeşitli oranlarda stenoz tesbit etti. Bunların %92'sinde (n=72) ÇKBT anjiyografi bulguları, hem stenozun yüzdesi hemde lezyon tesbit edilebilirliği yönünden kateter anjiyografi bulguları ile korele idi. ÇKBT anjiyografide lezyon tesbit edilmeyen 6 olgunun 3'ünde LMCA ostiumunda, 1'inde ise RCA ostiumunda KKA'da %75–99 arası stenoz tesbit edilmişti. ÇKBT anjiyografide, lezyon tarif edilen bu 4 olgunun ostiumlarını net bir şekilde göstererek normal olduğunu rapor ettik. Daha sonra kateter anjiyografi görüntülerinin tekrar değerlendirilmesinde LMCA ve RCA ostiumlarında izlenen stenotik görünümünün kateterin yol açtığı spazma bağlı olduğu anlaşıldı. Bir olguda ise KKA'da LCX'in proksimal segmentten itibaren tam stenotik olduğu rapor edilmişti. Ancak aynı hastaya yapılan ÇKBT anjiyografide LCX'in ektopik olarak sağ sinüs valsalsvadan çıkmakta olduğu tesbit edildi. Yine kateter anjiyografide LCX'de total stenoz olarak rapor edilen bir olguda ise, biz ÇKBT anjiyografide LMCA agenezisini tesbit ettik. Elliye yedi yaşındaki bu hastada LAD ve LCX sol sinüs valsalsvada aortadan iki ayrı ostium ile çıkış göstermekteydi. ÇKBT anjiyografide ayrıca, KKA'nın proksimal grup için normal dediği 3 hastada (2'sinde LMCA'da %1–49 oranında stenoza yol açan diskret kalsifiye ve birinde ise RCA ostiumunda %50–74 arası stenoza yol açan diskret mikso plaklar tesbit ettik. Bu

hastalardan ilk 2'sinde kateter LMCA ostiumu içine çok fazla ilerletildiği için, diğerinde ise stenotik plak RCA ostiumundan aorta lümenine doğru uzanım gösterdiği için KKA ile tesbit edilememiştir. Orta grupta toplam 348 segmentte değerlendirme yapıldı. Bu segmentlerden 175'inde ÇKBTA ve KKA'da stenoz tesbit edildi (gerçek pozitif sonuç), 128 segmentte hem ÇKBTA hem de KKA'da stenoz tesbit edilmedi (gerçek negatif sonuç), 34 segmentte KKA'da stenoz mevcut iken biz ÇKBTA'da stenozu tesbit edemedik (yalancı negatif sonuç), ÇKBTA'da stenoz tesbit ettiğimiz 11 segmentte KKA'da stenoz tesbit edilmedi (yalancı pozitif sonuç).

Distal grupta toplam 290 segmentte değerlendirme yapıldı. Bu segmentlerden 145'inde ÇKBTA ve KKA'da stenoz tesbit edildi (gerçek pozitif sonuç), 93 segmentte hem ÇKBTA hem de KKA'da stenoz tesbit edilmedi (gerçek negatif sonuç), 39 segmentte KKA'da stenoz mevcut iken biz ÇKBTA'da stenozu tesbit edemedik (yalancı negatif sonuç), ÇKBTA'da stenoz tesbit ettiğimiz 13 segmentte KKA'da stenoz tesbit edilmedi (yalancı pozitif sonuç).

Orta ve distal gruba dahil olan segmentlerde ÇKBTA'nın, gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuç değerleri Tablo 7'de gösterilmiştir.

Tablo-7: Orta ve distal gruba dahil olan segmentlerde ÇKBTA'nın gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuç değerleri.

Gruplar	GPSS	GNSS	YPSS	YNSS
ORTA	175	128	11	34
DİSTAL	145	93	13	39

GPSS: Gerçek pozitif segment sayısı, GNSS: Gerçek negatif segment sayısı, YPSS: Yalancı pozitif segment sayısı, YNSS: Yalancı negatif segment sayısı.

Orta ve distal gruba dahil olan segmentlerde ÇKBTA'nın stenozları tespitindeki sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif ve tanısal doğruluk değerleri Tablo 8'de gösterilmiştir.

Tablo-8: Orta ve distal gruba dahil olan segmentlerde ÇKBTA'nın stenozları tespitindeki sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif ve tanısal doğruluk değerleri.

Gruplar	Sensitivite %	Spesifite %	Pozitif Prediktif Değer %	Negatif Prediktif Değer %	Tanısal Doğruluk %
ORTA	84	92	94	79	87
DİSTAL	79	88	92	70	82

Ayrıca orta ve distal grupta bulunan segmentler için %50 ve daha fazla orandaki stenozların ÇKBTA ile tesbit edilebilme oranları hesaplandı. Bu gruplarda toplam 638 segmentte değerlendirme yapıldı. Bu segmentlerden 367'sinde ÇKBTA ve KKA'da %50 ve daha fazla oranda stenoz tesbit edildi (gerçek pozitif sonuç), 235 segmentte hem ÇKBTA hem de KKA'da %50 ve daha fazla oranda stenoz tesbit edilmedi (gerçek negatif sonuç), 27 segmentte KKA'da %50 ve daha fazla oranda stenoz mevcut iken biz ÇKBTA'da stenozu tesbit edemedik (yalancı negatif sonuç). ÇKBTA'da %50 ve daha fazla oranda stenoz tesbit ettiğimiz 9 segmentte KKA'da stenoz tesbit edilmedi (yalancı pozitif sonuç).

Orta ve distal gruba dahil olan segmentlerde %50 ve daha fazla orandaki stenozların tesbitinde ÇKBTA'nın gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuç değerleri Tablo 9'da gösterilmiştir.

Tablo-9: Orta ve distal gruba dahil olan segmentlerde %50 ve daha fazla orandaki stenozların tesbitinde ÇKBTA'nın gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuç değerleri.

Gruplar	GPSS	GNSS	YPSS	YNSS
Orta ve Proksimal Segmentlerde %50 ve Üzeri Stenoz	367	235	9	27

GPSS: Gerçek pozitif segment sayısı, GNSS: Gerçek negatif segment sayısı, YPSS: Yalancı pozitif segment sayısı, YNSS: Yalancı negatif segment sayısı.

Orta ve distal gruba dahil olan segmentlerde %50 ve daha fazla orandaki stenozların tesbitinde ÇKBTA'nın sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif ve tanısal doğruluk değerleri Tablo 10'da gösterilmiştir.

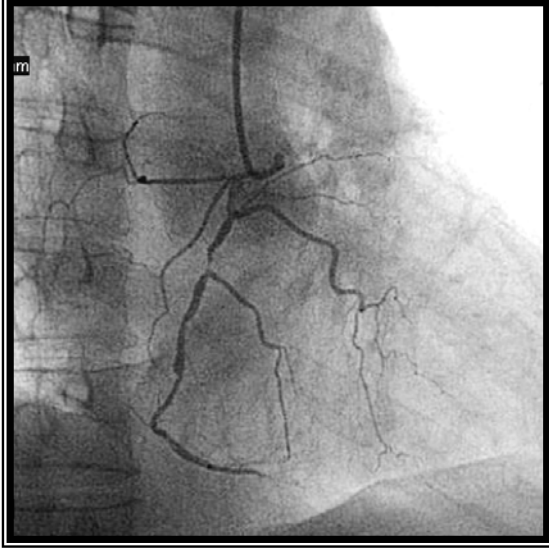
Tablo-10: Orta ve distal gruba dahil olan segmentlerde %50 ve daha fazla orandaki stenozların tesbitinde ÇKBTA'nın sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif ve tanısal doğruluk değerleri.

Gruplar	Sensitivite %	Spesifite %	Pozitif Prediktif Değer %	Negatif Prediktif Değer %	Tanısal Doğruluk %
Orta ve Proksimal Segmentlerde %50 ve Üzeri Stenoz	93	96	98	90	94

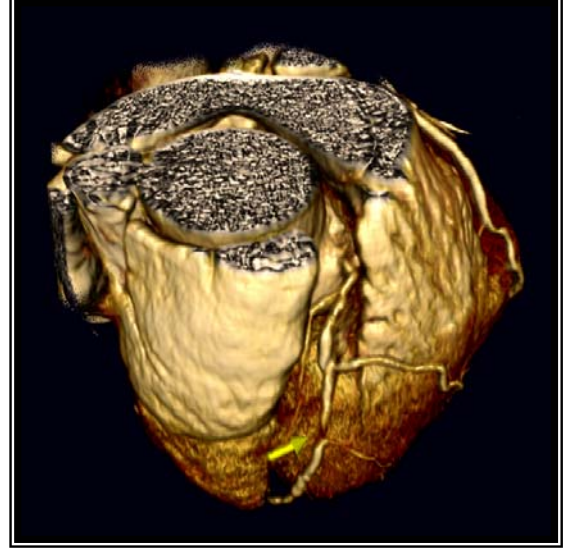
ÇKBT koroner anjiyografide tesbit edilen plakların %45,7'i (n=167) miks, %35,06'sı (n=128) kalsifiye ve %19,1'i (n=70) ise soft plak karakterindeydi. Yine bu plakların %78,1'i (n=287) diskret, %19,4'ü (n=62) tübüler ve %2,1'i (n=8) ise segmenter idi.

Çekim yapılan 58 hasta içerisinde iki hastada koroner arter varyasyonu tesbit ettik. Bu hastalardan birinde daha önceki kateter anjiyogramlara rağmen ilk defa LCX'in ektopik olarak sağ sinüs valsalsvadan çıkmakta olduğu ÇKBT anjiyografi ile tesbit edildi. Diğer hastada ise LMCA agenezisi mevcuttu ve biz ÇKBT anjiyografi ile LAD ve LCX'in sol sinüs valsalsvadan ayrı ostiumlarla çıktığını gösterdik.

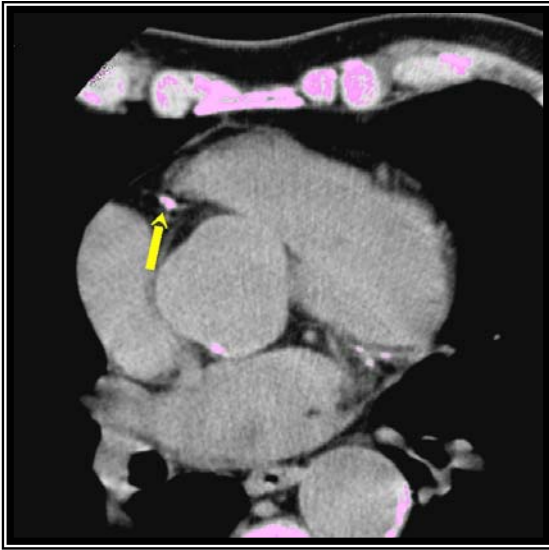
5. RESİMLERLE OLGU ÖRNEKLERİ



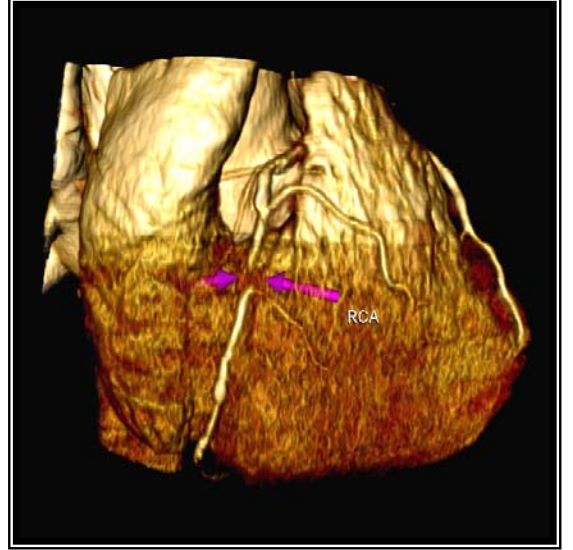
(a)



(b)



(c)

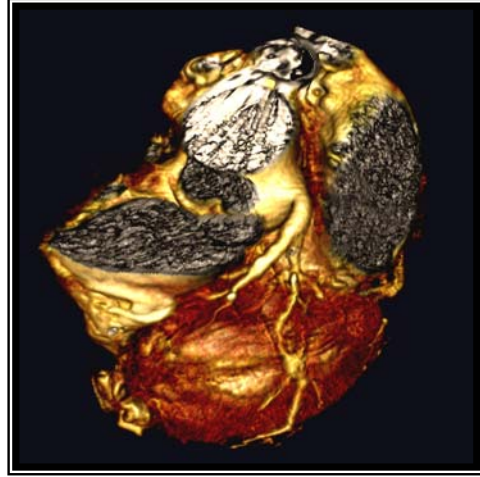


(d)

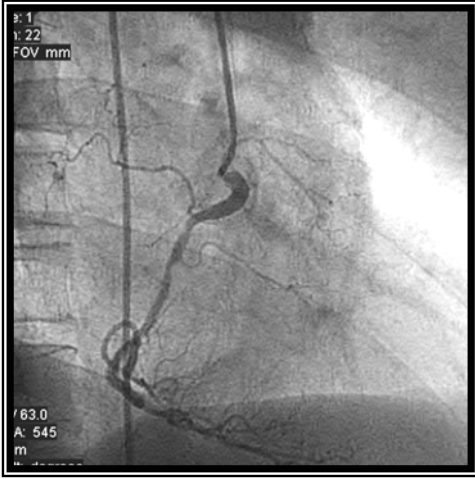
Olgu 1: 55 yaşında erkek hastada kateter anjiyografide (a) orta segmentte belirgin stenoz izlenmektedir. Üç boyutlu VRT görüntülerde (b,d) RCA orta segmentte belirgin stenoz ve aksiyel kalsiyum skorlama görüntüde (c) RCA orta segmentteki belirgin stenozu neden olan kalsifiye plak izlenmektedir.



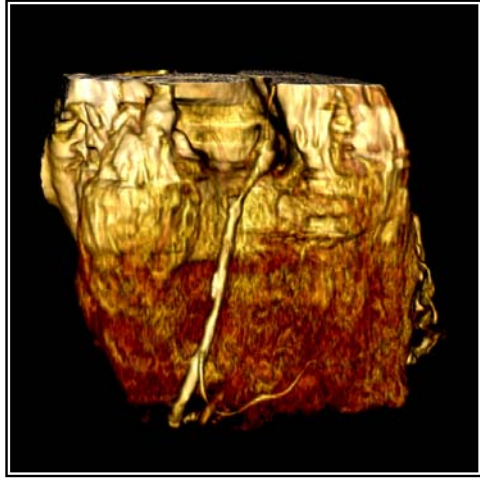
(a)



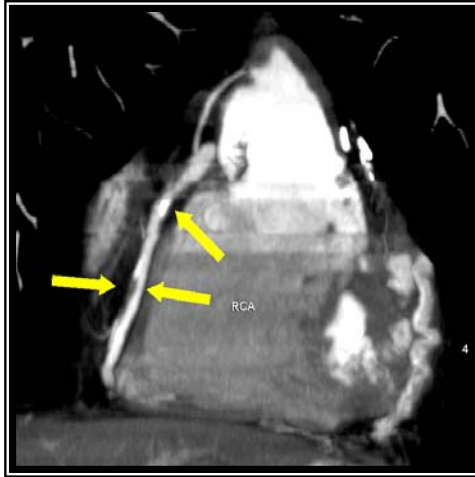
(b)



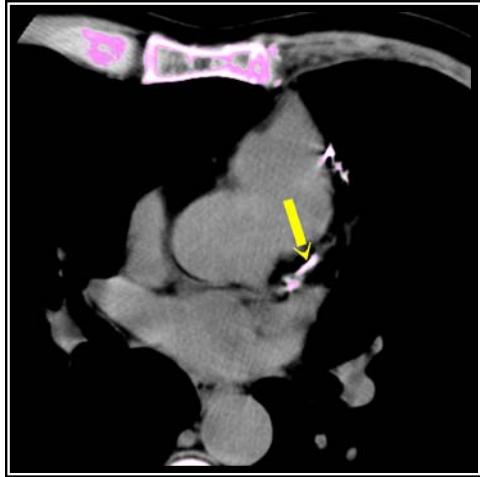
(c)



(d)

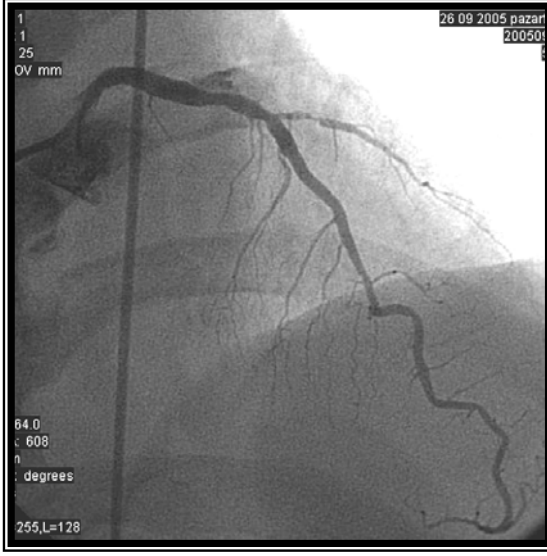


(e)



(f)

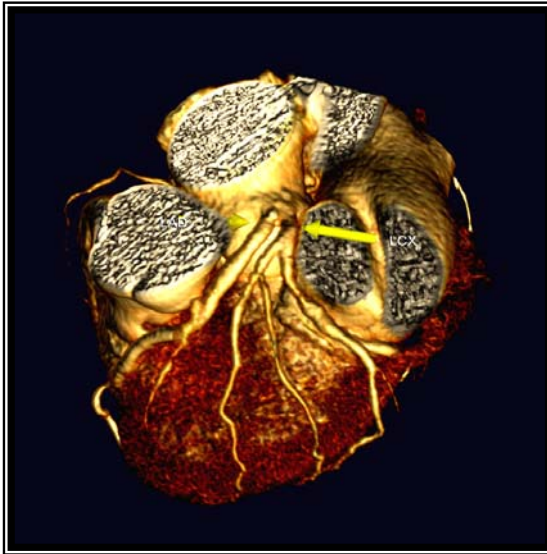
Olgu 2: 65 yaşında erkek hasta kateter anjiyografide (a) ve 3 boyutlu VRT görüntüde (b) LAD proksimal segmentteki belirgin stenoz izlenmektedir. Yine aynı hastada kateter anjiyografide RCA proksimal ve orta segmentte hafif stenoz (c) ve 3 boyutlu VRT görüntüde (d) RCA'daki hafif stenozlara bağlı düzensizlik mevcuttur. MIP parasagittal görüntüde (e) RCA'da hafif stenoza yol açan kalsifiye ve soft plaklar izlenmektedir. Kalsiyum skorlama aksiyel kesitte (f) LAD'da yaygın kalsifiye plaklar mevcuttur.



(a)



(b)

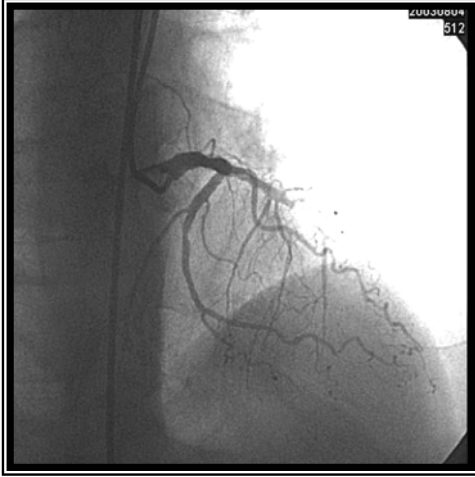


(c)

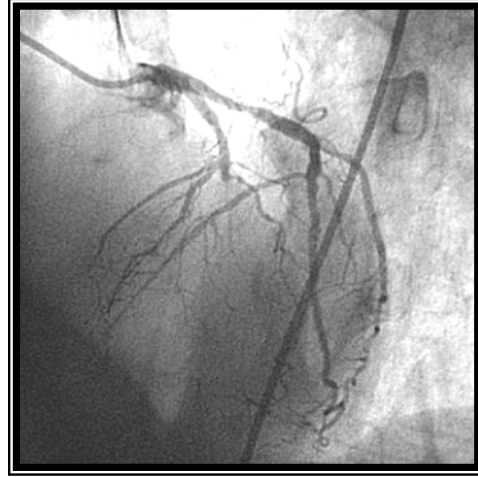


(d)

Olgu 3: 57 yaşında erkek hasta kateter anjiyografide (a) sadece LAD kateterize edilmiş. 3 boyutlu VRT görüntülerde (b-c), sol ana koroner arter agenezisi mevcut olup, LAD ve LCX sol sinüs valsavadan ayrı ostiumlarla çıkış göstermektedir. Aynı hastada aksiyel MIP görüntüde (d) LAD ve LCX ostiumları ayrı ayrı izlenmektedir.



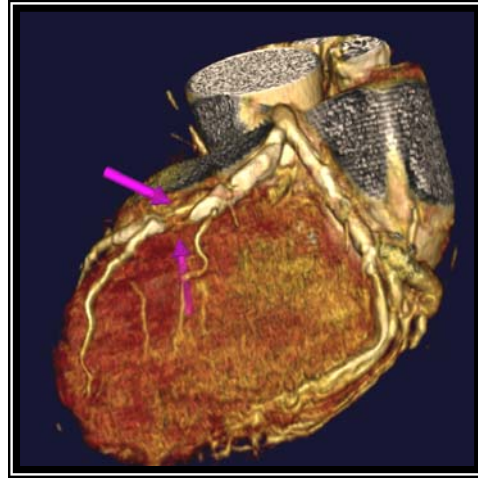
(a)



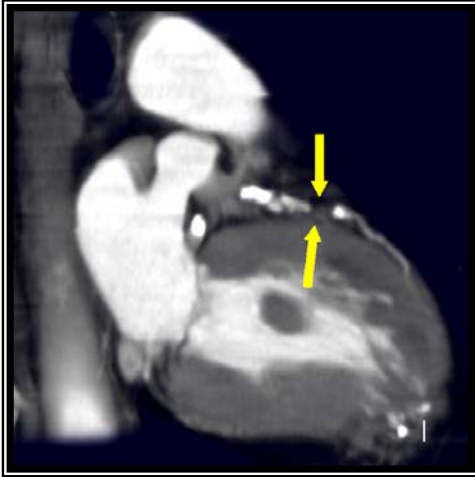
(b)



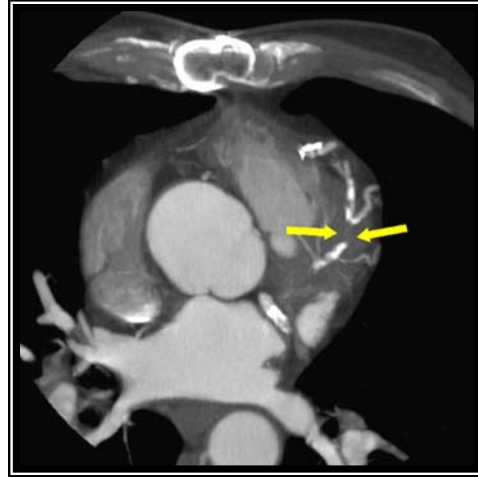
(c)



(d)

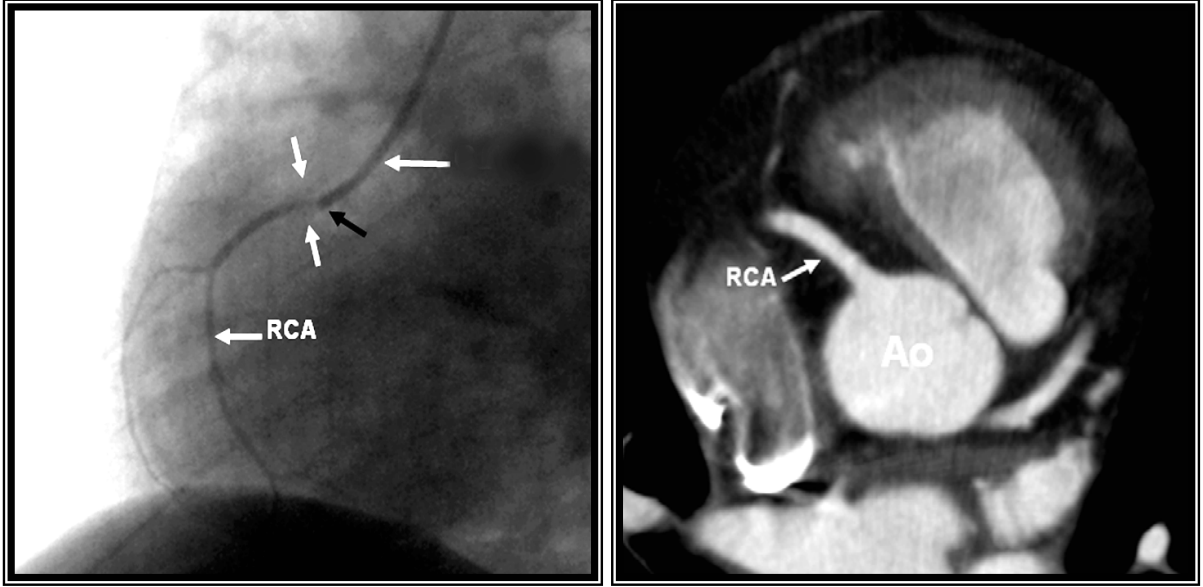


(e)



(f)

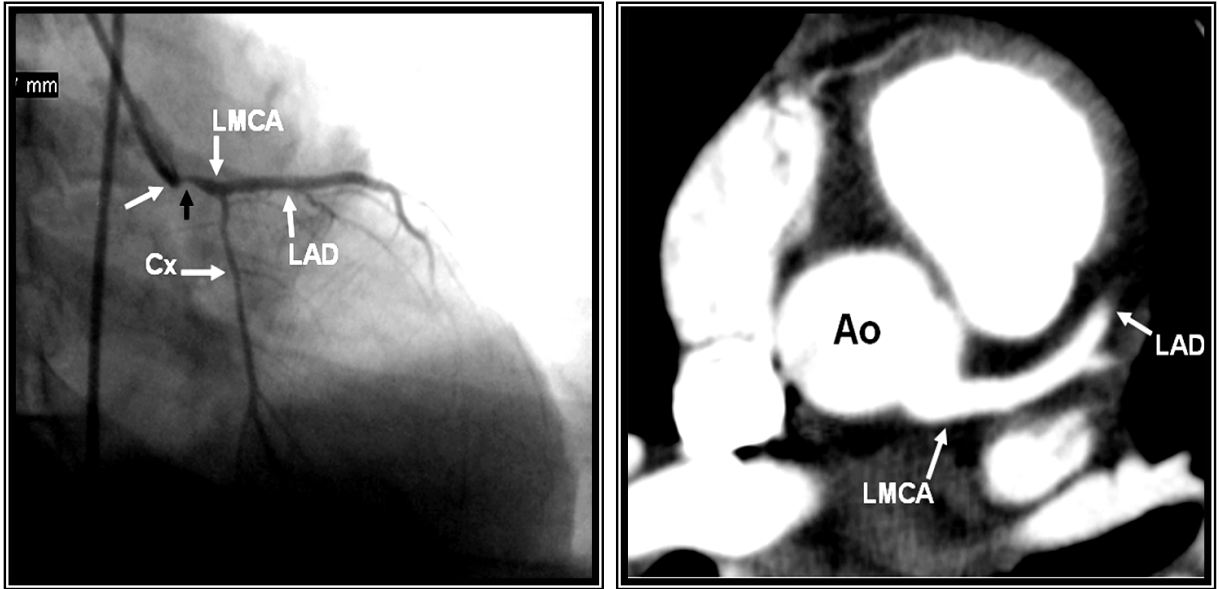
Olgu 4: 64 yaşında kadın hasta kateter anjiyografide (a-b) LAD orta segmette total stenoz izlenmektedir. Üç boyutlu VRT (c-d), koronal MIP (e) ve aksiyel MIP (f) görüntülerde LAD'deki total stenotik segment izlenmektedir.



(a)

(b)

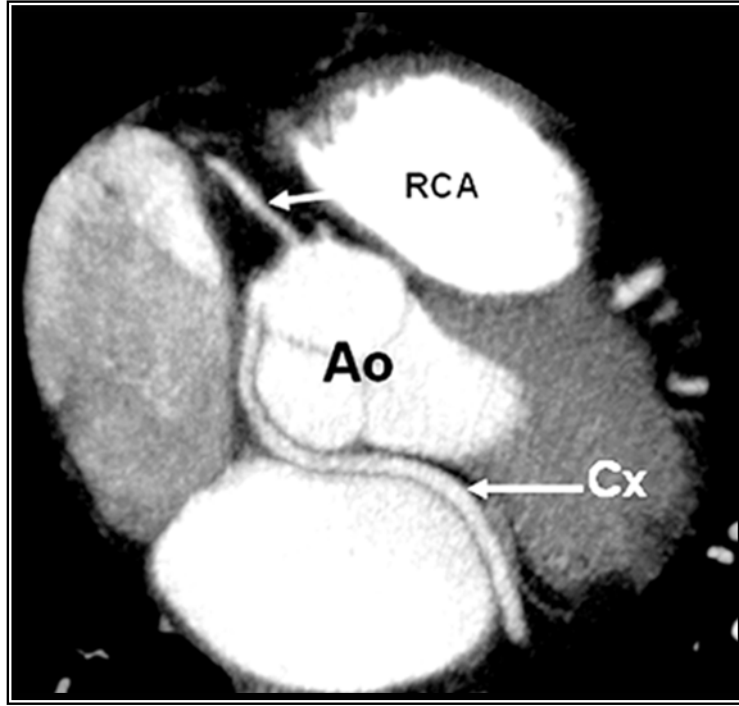
Olgu 5: 44 yaşında kadın hasta kateter anjiyografide (a) RCA ostiumunda kateter spazmına bağlı false stenotik görünüm (siyah ok) mevcuttur. Aynı hastada ÇKBT anjiyografi ile elde edilen aksiyel MIP görüntüde (b) RCA ostiumu normal olarak izlenmektedir. Ao: Aorta, RCA: sağ koroner arter.



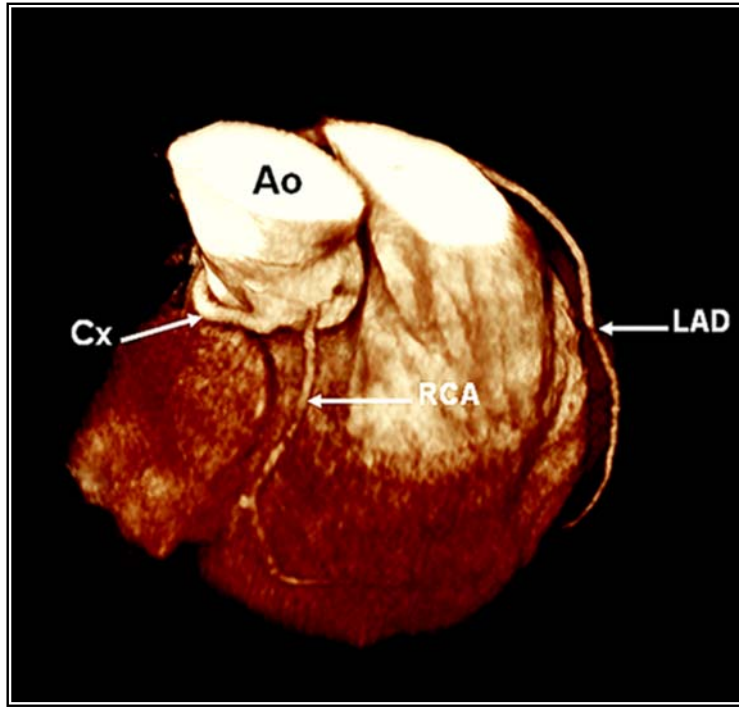
(a)

(b)

Olgu 6: 40 yaşında erkek hastada kateter anjiyografide (a) LMCA ostiumunda kateter spazmına bağlı false stenotik görünüm (siyah ok) mevcuttur. Aynı hastada ÇKBT anjiyografi ile elde edilen aksiyel MIP görüntüde (b) LMCA ostiumu normal olarak izlenmektedir. Ao: Aorta, LMCA: sol ana koroner arter, LAD: Anterior desendan arter, Cx: Sirkumfleks arter.

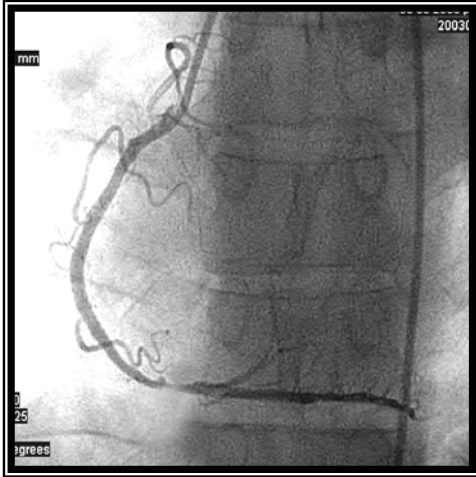


(a)

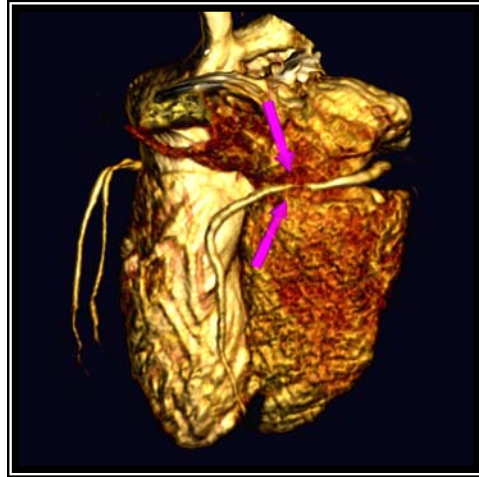


(b)

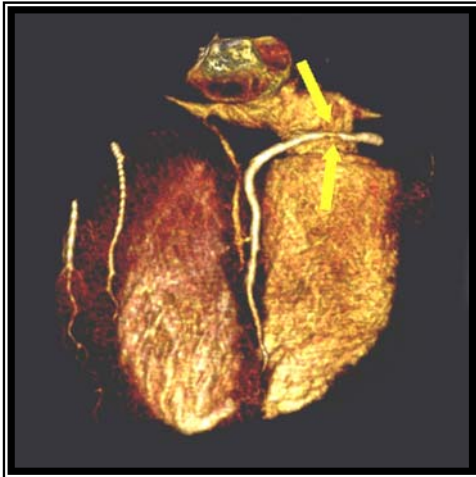
Olgu 7: 61 yaşında erkek hasta aksiyel MIP (a) ve 3 boyutlu VRT görüntülerde (b) Cx ektopik olarak sağ sinüs valsalvadan çıkış göstermektedir. Ao: Aorta, RCA: sağ koroner arter, LAD: Anterior desendan arter, Cx: Sirkumfleks arter.



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)

Olgu 8: 52 yaşında kadın hasta da kateter anjiyografide (a) RCA distal segmentte belirgin düzeyde stenoz izlenmekte. Üç boyutlu VRT görüntüde (b-c) RCA distal segmentte belirgin düzeyde stenoz mevcuttur. Curve MIP (d) ve aksiyel MIP görüntülerde (e) ise RCA distal segmentte belirgin düzeyde stenoza yol açan soft plak izlenmektedir.

6. TARTIŞMA VE SONUÇ

Gelişmiş ülkelerdeki ölümlerin yarısına yakını kalp damar hastalıklarına ve bunların 3/4'ü de aterosklerotik koroner arter hastalıklarına bağlıdır. Koroner arter hastalığı farklı medikal ve girişimsel tedavi stratejilerine rağmen artış göstermektedir. Genel olarak görülme sıklığı erkeklerde kadınlardan daha fazladır. Kırk yaşından önce koroner arter hastalığı görülme oranı; 1/8, 40–60 yaş arası 1/4 ve 70 yaş sonrasında 1/1'dir. Erkeklerde en çok 50–60, kadınlarda ise 60–70 yaş grubunda rastlanılmaktadır (56).

Kateter anjiyografi; koroner arterlerin görüntülenmesinde invaziv bir işlem olmasına, hastanede yatış süreci gerektirmesine ve az da olsa damar duvarında hasara neden olabilmesine rağmen günümüzde kullanılan altın standart yöntemdir. Kateter anjiyografi koroner arterleri göstermede yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir ve ek girişimsel işlemler sayesinde tedavide önemli görevler üstlenmektedir. Ancak invaziv oluşu, stenoza neden olan plağın morfolojik yapısı hakkında bilgi verememesi, yüksek maliyeti ve nadir de olsa ölümcül komplikasyonlara neden olması invaziv olmayan ve daha düşük maliyetli görüntüleme yöntemi arayışına neden olmaktadır (12, 117). Bu amaçla geliştirilen ve koroner arterleri görüntülemeye kullanılan yöntemler, intrakoroner ultrason, elektron beam tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve çok kesitli bilgisayarlı tomografidir.

Kateter koroner anjiyografide kontrast madde ile doldurulan koroner arter, lümenindeki lezyona sekonder değişimlerle indirekt yoldan incelenirken, intrakoroner ultrason direkt olarak damar duvarı, plak ve lümen hakkında bilgi vermekte, ateromun büyüklüğü, yapısı ve yaygınlığı saptanabilmekte, lezyon ve referans segmentlerinde kesin ölçüm yapılabilmektedir (56).

Elektron beam tomografiiyi non-invaziv koroner arter hastalığı tanısında ilk olarak Achenbach ve Moshage kullanmaya başlamıştır (81). EBT ile koroner arterler kalp döngüsünün seçilen bir fazında prospektif olarak görüntülenir. Tek kesit alma süresinin 100 msn olması inceleme zamanını kısaltmakta ve tek nefes tutumunda tüm kalbin görüntülenebilmesine olanak sağlamaktadır. Diyastol sonu EKG tetiklemesinin kullanılması ile de görüntülerde kalp hareketlerine bağlı artefaktlar önlenmektedir. EBT'nin ciddi (>%50) koroner arter hastalığı tanısı koydurmadaki sensitivitesi %86, spesifitesi ise %91'dir (81).

Manyetik rezonans anjiyografide kalp döngüsünün tamamında görüntü elde edilir. Kalp ve solunum hareketleri, küçük damar çapı ve koroner arterlerin tortüöz seyri

görüntüleme için karşımıza çıkan teknik problemlerdir (82). Aterosklerotik plak karakterizasyonu MRG ile farklı sekanslardaki değişik sinyal özellikleri ile yapılabilmektedir (77, 82). Kompleks aterosklerotik lezyonların (fibröz kep, lipid kor, kalsiyum ve hemoraji) komponentlerinin belirlenmesi konusunda son zamanlarda yapılan başarılı çalışmalar vardır. Ayrıca her iki ventrikülün fonksiyonlarını değerlendirmek, kapak morfolojisi ve fonksiyonu hakkında bilgi edinmek, perikard patolojilerini saptamak da mümkündür. Perfüzyon çalışması ile miyokard canlılığı da değerlendirilebilir (83).

Minimal invaziv bir metod olarak ÇKBT anjiyografi, KAH tesbitinde giderek daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Koroner arter stenozu tesbitinde ÇKBT anjiyografi yüksek tanısal doğruluğu ile kabul edilebilir bir tetkiktir (86). Koroner BTA, KAH' a bağlı anlamlı stenozun olmadığını ortaya koymada güvenilir bir tetkiktir (103). Farklı değerlendirme yöntemleri ile koroner arterler kateter anjiyografiye benzer açılarla gösterilebilir. Örneğin CPR ve MIP yöntemleri ile koroner arterlerin tek düzlemde farklı açılarla değerlendirilmesi sağlanabilir. VRT tekniği ile EBT'ye benzer görüntüler elde edilebilir.

Koroner arter anomalileri, spora bağlı ani kardiyak ölümlerin %12'sinden ve sporla ilgisi bulunmayan ölümlerin ise %1,2'sinden sorumlu tutulmaktadır. Kateter anjiyografi ile anomalili arterin çıkış yerinin belirlenmesi zordur. Komşu pulmoner arter ve aorta ile ilişkisinin bilinmemesi nedeniyle anormal damarın kesin seyrini belirlemek de güçtür (33). Ayrıca anormal bir çıkış aranması ve vasküler anatominin yorumlanması da kolay değildir. Ektopik ostiumlu koroner arter anomalilerinde, KKA'nın tanı değeri, her bir ostiumun ayrı ayrı kateterize edilebilmesindeki teknik ve kullanıcıya bağlı yetersizlikler nedeni ile düşüktür. Kontrastlı ÇKBT anjiyografi ile kateter anjiyografinin kısıtlılıklarının çoğunun üstesinden gelinebilir (31,32). Çalışmamızda, KKA'nın stenoz olarak rapor ettiği, LCX ektopik çıkış ve LMCA agenezisi bulunan iki hastanın ÇKBT anjiyografi ile mevcut koroner anomalilerini net ve doğru bir şekilde tesbit ettik. Çok kesitli BT (16 dedektör ve üstü) koroner anomalilerin tanısında ve görüntülenmesinde güvenilir ve yüksek görüntü kalitesine sahip bir görüntüleme yöntemidir. Ayrıca büyük damarlar ve kalp boşluklarıyla birlikte koroner arterlerin seyri eş zamanlı olarak gösterilebilir (31, 32).

Ostial lezyonlarda kateter koroner anjiyografinin teknik ve uygulama sınırlılıkları dolayısıyla toplam 9 olguda (4 olgu kateter spazmına, 2 olgu koroner varyasyona ve 3 olguda ise kateterin ostium içerisine anormal yerleştirilmesine bağlı) farklı sonuçlar elde ettik. Bu hastalarda ÇKBT anjiyografi ile bahsedilen patolojileri net ve doğru bir şekilde göstermeyi başardık. Literatür bilgilerine ve klinik tecrübelerimize göre kateter koroner anjiyografi ostial lezyonlarda, kateterin uç kısmının ostial lümen içerisinde fazla ilerletilmesine ve nadir olmakla

birlikte koroner ostiumda spazma neden olmasına bağlı olarak tanısıl yanılığlara dūşebilmektedir (118, 119).

Proksimal grupta yer alan koroner segmentlerin değerlendirilmesinde kateter anjiyografi ile ÇKBT anjiyografinin avantaj ve dezavantajlarını net bir şekilde ortaya koymak için literatürde de belirtildiği gibi geniş hasta gruplarıyla yapılacak çalışmalara gereksinim duyulmaktadır (118).

Stenozun derecesi ne kadar fazla ise ve ne kadar proksimal segment inceleniyorsa ÇKBT koroner anjiyografinin lezyonu tespit etme oranı da o kadar artmaktadır. Hoffman ve arkadaşları (120) tarafından koroner segmentlerdeki stenozların değerlendirilmesinde, proksimal segmentlerde sensitivite %93, spesifite ise %94 olarak bulunmuştur. Beş yüz otuz segmentin değerlendirildiği çalışmalarında tüm segmentlere yönelik yüksek koroner kalp hastalığı riski taşıyan hastalarda stenoz belirlenmesinde sensitiviteyi %63, spesifiteyi %96, pozitif prediktif değeri %64 ve negatif prediktif değeri ise %96 buldular (120). Elli sekiz hasta ile yapılan bir diğer çalışmada %50'nin üzerindeki stenozların değerlendirilmesinde %83 sensitivite, % 97 spesifite, %80 pozitif prediktif değer ve %97 negatif prediktif değer bulunmuştur (121). Beş yüz yetmiş segmentin incelendiği ve hemodinamik değerlendirmenin yapıldığı başka bir çalışmada %75 darlığın üzerindeki plakların değerlendirilmesinde %72 sensitivite, %100 spesifisite bulunmuştur (66). Aynı çalışmada proksimal segmentlerde %81–77, orta segmentlerde %91–20, distal segmentlerde %55–4 sensitivite ve spesifite ile stenoz değerlendirilmesi bildirilmiştir (66). Çalışmamızda, orta ve distal gruba dahil segment stenozlarını tespit etmedeki sonuçlarımız sırasıyla %84-%79 sensitivite, %92-%88 spesifite, %94-%92 pozitif prediktif değer ve %79-%70 negatif prediktif değerdir. Ayrıca orta ve distal gruba dahil olan toplam 638 segmentte %50 ve daha fazla orandaki stenozların tesbitindeki sonuçlarımız ise %93 sensitivite, %96 spesifite, %98 pozitif prediktif değer ve %90 negatif prediktif değerdir. Sonuçlarımız 16 dedektörlü BT anjiyografi ile yapılan son dönem yayınlardaki oranlarla paraleldir (5,86).

Koroner arter stenozu tesbitinde ÇKBT'nin başarısı stenozun yerine göre farklılıklar gösterir. Daha proksimaldeki büyük çaplı ve hareket artefaktının daha az olduğu arterlerde stenozun ortaya konulabilmesi veya normal lümen ve duvar yapılarının belirlenmesi daha kolaydır. Biz de çalışmamızda proksimal segment stenozlarını tesbit etmedeki başarıımızı, orta ve distal segmentlerdekine göre belirgin yüksek bulduk.

KBTA'nin sensitivitesi önemli stenoz varlığında damar çapına bağlı olarak %65–95 arasında değişmektedir. Proksimaldeki bir stenozun tespiti distaldeki veya

küçük çaplı bir arterdeki stenozun tesbitinden daha kolaydır. BTA asemptomatik veya yüksek kardiyovasküler riskli hastalarda KAH'ı dışlamak için non-invaziv olarak kullanılacak bir görüntüleme yöntemidir (87).

Bizim çalışmamızda aksiyel kesitler koroner arterlerin değerlendirmesinde en fazla bilgiyi veren görüntülerdi. Kalsifiye ve nonkalsifiye plaklar KKA'da lümeninde düzensizlik şeklinde izlenebilirken biz ÇKBT anjiyografide, düzensizliğe neden olan plağın morfolojik yapısını net bir şekilde tesbit ettik. Ayrıca ÇKBT ile lümen içi plaktan dansite ölçümü yapılarak plağın karakterizasyonu ve rüptür eğilimi hakkında da fikir sahibi olunabilir. Özellikle yüzeyi düzensiz ve ülsere olan soft- miks plaklar, kalsifiye plaklara oranla akut koroner sendroma çok daha fazla sebep olurlar (72). Çalışmamızda tesbit ettiğimiz plakların %44'ü miks, %30'ı kalsifiye ve %16'sı ise soft plak karakterindeydi ve yine bu plakların %68'i diskret, %28'i tübüler ve %4'ü ise segmenterdi.

Koroner ÇKBT anjiyografinin sınırlamalarından biri, temporal rezolusyonun ancak 105–210 msn'ye kadar düşürülebilmesidir. Kalp hızı 75'in üzerinde olduğu hastalarda bu nedenle kaliteli görüntüler elde etmek zordur. Bu nedenle çalışmamızda kalp tepe atımını dakikada 70'in altına düşürmek için, kontrendikasyonun olmadığı hastalarda β bloker kullandık.

ÇKBT anjiyografinin bir başka dezavantajıda tetkike kabul edilen her hastada koroner arterlerin başarılı bir şekilde görüntülenememesidir. Kaliteli görüntü; şiddetli kalsifikasyon, kalp ve solunum hareketi, EKG uyumsuzluğu, kontrast zamanlamasındaki ve çekim tekniğindeki yetersizliklerden dolayı alınamayabilir. Heuschmid ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmalarında, ÇKBT anjiyografi ile çekim yapılan hastaların yaklaşık %70–98'inde değerlendirmek için yeterli kalitede görüntü elde etmişlerdir (122). Biz ÇKBT anjiyografi çekimi yaptığımız 72 hastanın %80,5'inde (n=58) yorumlanabilir kalitede görüntüler elde ettik. Yorumlanabilir görüntü elde ettiğimiz grupta stenoz tesbitindeki sensitivite ve spesifisite değerlerimiz oldukça yüksekti. Daha fazla dedektör sayılı ve daha hızlı gantri rotasyon süreli yeni jenerasyon ÇKBT cihazları, koroner arterlerin daha yüksek temporal ve geometrik rezolüsyon ile değerlendirilebilme imkanı sağlayacaktır. Bu şekilde daha az kontrast madde kullanılarak daha kısa sürede ÇKBT anjiyografi tetkiki yapılabilecektir. Böylece koroner arter stenozunun tesbitinde ÇKBT'nin güvenilirliği ve başarı oranı da artmış olacaktır.

ÇKBT koroner anjiyografi ile ilgili yapılan çok sayıda çalışma göstermektedir ki; devamlı artan başarı oranları ve teknolojisindeki hızlı gelişmeler sayesinde ÇKBT gelecekte koroner anjiyografide, çok daha etkin ve yaygın olarak kullanılmaya aday bir tetkiktir.

Sonuç olarak ÇKBT koroner anjiografi tek nefes tutma sürecinde yapılabilen bir tetkiktir. Kateter koroner anjiografi ile karşılaştırıldığında hasta rahatı ve potansiyel komplikasyonlar açısından avantajları nedeniyle KAH için düşük riskli hastalarda tarama ve tanı amacıyla kullanılabilir.

7. KAYNAKLAR

1. Kumar V, Cotran RS, Robbins SL. Basic Pathology Çeviri Çevikbaş U. Temel Patoloji Nobel tıp kitapçevleri Ltd.Şti. 2003: 310–311.
2. Ohnesorge B, Becker C, Flohr T, Reiser MF. Multi-slice CT in cardiac imaging: technical principles, clinical application and future developments Berlin: Springer-Verlag, 2002; 3–109.
3. Schoepf UJ, Becker CR, Obuchowski NA et al. Multislice computed tomography as a screening tool for colon cancer, lung cancer and coronary artery disease. Eur Radiol 2001; 11: 1975–1985.
4. Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA, Raaijmakers R, Pattynama PM, de Feyter PJ. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. Circulation 2002; 106: 2051–2054.
5. Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, et al. Usefulness of multislice computed tomography for detecting obstructive coronary artery disease. Am J Cardiol 2002; 89: 913–918.
6. Schroeder S, Kopp AF, Kuettner A, et al. Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography: experience in 94 patients. Clin Imaging 2002; 26: 106–111.
7. Knez A, Becker CR, Leber A. et al. Usefulness of multislice spiral computed tomography angiography for determination of coronary artery stenoses. Am J Cardiol 2001; 88: 1191–1194.
8. Kachelries M, Ulzheimer S, Kalender WA. ECG-correlated image reconstruction from subsecond multi-slice spiral CT scans of the heart. Med Phys 2000; 27: 1881–1902.
9. Hu H. Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. Med Phys 1999; 26: 5–18.
10. McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. Med Phys 1999; 26: 2223–2230.
11. Taguchi K, Aradate H. Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. Med Phys 1998; 25: 550–561.
12. Kantarcı M, Duran C, Durur I, Ulusoy L ve arkadaşları. Koroner arterlerin değerlendirilmesinde multi dedektör BT anjiyografi: teknik, anatomi ve varyasyonlar. Bilgisayarlı tomografi bülteni. 2005; 8: 89–98.
13. Punnu HK, Flohr TG, Corl FM, et al. Current Concepts in Multi-Detector

- Row CT Evaluation of the Coronary Arteries; Principles, Techniques, and Anatomy. *Radiographics* 2003; 23: 111–125.
14. Sadler TW, Langmans medical embryology, Baltimore: Williams & Wilkins 2004: 175–183.
 15. Baim DS, Grossman W. Coronary angiography. Cardiac catheterization, angiography, and intervention. Baltimore, Williams & Wilkins, 1996; 183–208.
 16. Vogl TJ, Abolmaali ND, Diebold T et al. Techniques for the detection of coronary atherosclerosis: multi-detector row CT coronary angiography. *Radiology* 2002; 223: 212–220.
 17. Schanlon PJ, Faxon DP, Audet AM, et al. ACC/AHA guidelines for coronary angiography: a report of the American College of Cardiology/ American Heart Association Task Force on practice guidelines (Committee on Coronary Angiography). *J Am Coll Cardiol* 1999; 33: 1756–1824.
 18. Miller SW. Normal angiographic anatomy and measurements. Cardiac angiography Boston, Mass: Little, Brown Library of Radiology, 1984; 51–71.
 19. Schweiger MJ. Coronary angiography. In: Uretsky BF, eds. Cardiac catheterization: concepts, techniques and applications. Malden, Mass: Blackwell Science, 1997; 196–260.
 20. Danias PG, Stuber M, McConnell MV, Manning WJ. The diagnosis of congenital coronary anomalies with magnetic resonance imaging. *Coron Artery Dis* 2001; 12: 621–626.
 21. Basso C, Maron BJ, Corrado D, Thiene G. Clinical profile of congenital coronary artery anomalies with origin from the wrong aortic sinus leading to sudden death in young competitive athletes. *J Am Coll Cardiol* 2000; 35: 1493–1501.
 22. Prokop et al. Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body. New York. 1st edition 2003: 223–334.
 23. Ortale JR, Gabriel EA, Lost C, et al. The anatomy of the coronary sinus and its tributaries. *Surg Radiol Anat* 2001; 23: 15–21.
 24. Von Ludinghausen M. The venous drainage of the human myocardium. *Adv Anat Embryol Cell Biol* 2003; 168: 101–104.
 25. Shinbane JS, Ginsky MJ, Mao S, Budoff MJ. Thebesian valve imaging with electron beam CT angiography: implications for resynchronization therapy. *Pacing Clin Electrophysiol* 2004; 27: 1566–1567.
 26. Bergman RA, Afifi AK, Miyauchi R. Coronary Arteries. *Illustrated Encyclopedia of Human Anatomic Variation*. Johns Hopkins Med J. 1970; 126: 100–118.

27. Hauser M. Congenital anomalies of the coronary arteries. *Heart* 2005; 91: 1240–1245.
28. Garg N, Tewari S, Kapoor A, Gupta DK, Sinha N. Primary congenital anomalies of the coronary arteries: a coronary arteriographic study. *Int J Cardiol* 2000; 74: 39–46.
29. Burke AP, Farb A, Virmani R, Goodin J, Smialek JE. Sports-related and non-sports-related cardiac death in young adults. *Am Heart J* 1991; 121:568–575.
30. Maron BJ, Shirani J, Poliac LC, Mathenge R, Roberts WC, Mueller FO. Sudden death in young competitive athletes: clinical, demographic, and pathological profiles. *JAMA* 1996; 276: 199–204.
31. Van Ooijen PMA, Dorgelo J, Zijlstra F, Oudkerk M. Detection, visualization and evaluation of anomalous coronary anatomy on 16-slice multidetector-row CT. *Eur Radiol* 2004; 14: 2163–2171.
32. Schmitt R, Froehner S, Brunn J, Wagner M, Brunner H, Cherevatyy O, Gietzen F, Christopoulos G, Kerber S, Fellner F. Congenital anomalies of the coronary arteries: imaging with contrast-enhanced, multidetector computed tomography. *Eur Radiol* 2005; 15: 1110–1121.
33. Maron BJ, Thompson PD, Puffer JC, McGrew CA, Strong WB, Douglas PS, Clark LT, Mitten MJ, Crawford MH, Atkins DL, Driscoll DJ, Epstein AE. Cardiovascular preparticipation screening of competitive athletes: a statement for health professionals from the Sudden Death Committee (Clinical Cardiology) and Congenital Cardiac Defects Committee (Cardiovascular Disease in the Young), American Heart Association. *Circulation* 1996; 94: 850–856.
34. Angelini P, Velasco JA, Flamm S. Coronary anomalies: incidence, pathophysiology, and clinical relevance. *Circulation* 2002; 105:2449–2454.
35. Angelini P. Coronary artery anomalies-current clinical issues. Definitions, classification, incidence, clinical relevance, and treatment guidelines. *Tex Heart Inst J* 2002; 29: 271–278.
36. Lipton MJ, Barry WH, Obrez I, Silverman JF, Wexler L. Isolated single coronary artery: diagnosis, angiographic classification, and clinical significance. *Radiology* 1979; 130: 39–47.
37. Kardos A, Babai L, Rudas L, et al. Epidemiology of congenital coronary artery anomalies: a coronary arteriography study on a central European population. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1997; 42: 270–275.

38. Kaku B, Shimizu M, Yoshio H, Ino H, Mizuno S, Kanaya H, Ishise S, Mabuchi H. Clinical features of prognosis of Japanese patients with anomalous origin of the coronary artery. *Jpn Circ J* 1996; 60: 731–741.
39. Serota H, Barth CW III, Seuc CA, Vandormael F, Aguirre F, Kern MJ. Rapid identification of the course of anomalous coronary arteries in adults: the “dot and eye” method. *Am J Cardiol* 1990; 65: 891–898.
40. Topaz O, De Marchena EJ, Perin E, Sommer LS, Mallon SM, Chahine RA. Anomalous coronary arteries: angiographic findings in 80 patients. *Int J Cardiol* 1992; 34: 129–138.
41. Parmley WW, Chatterjee K: Coronary arterial anomalies. *Cardiology* 1989: 178–184.
42. Abouzied AM, Amaram S, Neerukonda SK. Anomalous left coronary artery arising from right sinus of Valsalva could be a minor congenital anomaly: a case report and review of the literature. *Angiology* 1999; 50: 175–178.
43. Baltaxe HA, Wixson D, The incidence of congenital anomalies of the coronary arteries in the adult population. *Radiology* 1977; 122: 47–52.
44. Ropers D, Moshage W, Daniel WG, Jessl J, Gottwik M, Achenbach S. Visualization of coronary artery anomalies and their anatomic course by contrast-enhanced electron beam tomography and three-dimensional reconstruction. *Am J Cardiol* 2001; 87: 193–197.
45. Amasyalı B, Kursaklıoğlu H, Kose S, Iyisoğlu A, Kılıç A, Isık E. Single Coronary Artery With Anomalous Origin of the Right Coronary Artery From the Left Anterior Descending Artery With a Unique Proximal Course. *Jpn Heart J* 2004; 45: 521–525.
46. Weiss C, Willems S, Hofmann T, Rickers C, Meinertz T, Reanimation bei Kammerflimmern als Erstmanifestation eines Bland-White- Garland-Syndroms im Erwachsenenalter. *Med Clinic* 1997; 2: 447–449.
47. Braunwald E. Computed tomography of the heart. In: Braunwald E, eds. *Heart disease: a textbook of cardiovascular medicine*. Philadelphia, Pa: Saunders, 2001: 561–564.
48. Reul RM, Cooley DA, Hallman GL, Reul GJ, Surgical treatment of coronary artery anomalies report of a 37,5-year experience at the Texas Heart Institute. *Tex Heart Inst J* 2002; 29: 299–307.
49. Robinson F. Aneurysms of the coronary arteries. *Am Heart J* 1985; 109: 129 - 135.

50. Morgagni JB. De sedibus et causis morborum. Venetus Tom I, Epis 27, Art 28, 1761. Citado por Ilia R, Goldfarb B, Gilutz H, Battler A. Aneurysm of the left main coronary artery: progression of dilatation with concomitant deterioration of coronary stenosis. *Int J Cardiol* 1994; 45: 135 -137.
51. Murthy PA, Mohammed TL, Read K, Gilkeson RC, White CS. MDCT of coronary artery aneurysms. *Am J Roentgenol* 2005; 184: 19-20.
52. Konen E, Feinberg MS, Morag B, et al. Giant right coronary aneurysm: CT angiographic and echocardiatic findings. *Am J Roentgenol* 2001; 177: 689 -691.
53. Yano K, Yoshino H, Taniuchi M, et al. Myocardial bridging of the LAD in acute inferior wall myocardial infarction. *Clin Cardiol* 2001; 24: 202–208.
54. Kantarci M, Duran C, Durur I, Alper F, Onbas O, Gulbaran M, Okur A. Detection of Myocardial Bridging with ECG-Gated Multidetector CT and Multiplanar Reconstruction. *Am J Roentgenol* 2005 -article in press-.
55. Mohlenkamp S, Hort W, Ge J, Erbel R. Update in myocardial bridging. *Circulation* 2002; 106: 2616–2622.
56. Candan İ, Oral D, Kardiyoloji. Ankara: ANTIP A.Ş. 2002; 227–270.
57. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer NR, Viamonte M, Detrano R. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 1990; 15: 827–832.
58. Fuster V, Aleksander RW, O’rourke RA, Hurst’s the heart. New York: Mc Graw-Hill’s 2002: 789–795.
59. Rumberger JA, Simons DB, Fitzpatrick LA, et al. Coronary artery calcium area by electron-beam tomography and coronary atherosclerotic plaque area: A histopathologic correlative study. *Circulation* 1995; 92: 2157–2162.
60. Stanford W, Thompson BH. Imaging of coronary artery calcification: Its importance in assessing atherosclerotic disease. *Radiol Clin N Am* 1999; 37: 257–272.
61. Ross R. The pathogenesis of atherosclerosis. *Nature* 1993; 362: 801–809.
62. Schoepf UJ, Becker CR, Hofmann LK, Yucel EK. Multidetector-row CT of the heart. *Radiol Clin North Am* 2003; 41: 491–505.
63. Shemesh J, Tenenbaum A, Fisman E, et al. Absence of coronary calcification on double-helical CT scans: predictor of angiographically normal coronary arteries in elderly women? *Radiology* 1996; 199: 665–668.

64. Georgiou D, Budo MJ, Kaufer E, Kennedy JM, Lu B, Brundage BH. Screening patients with chest pain in the emergency department using electron beam tomography: a follow-up study. *J Am Coll Cardiol* 2001; 38: 105–110.
65. Janowitz WR, Agatston AS, Viamonte M Jr. Comparison of serial quantitative evaluation of calcified coronary artery plaque by ultrafast computed tomography in persons with and without obstructive coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1991; 68: 1-6.
66. Herzog C, Britten M, Balzer JO, Mack MG, Zangos S, Ackermann H, Schaechinger V, Schaller S, Flohr T, Vogl TJ. Multidetector-row cardiac CT: diagnostic value of calcium scoring and CT coronary angiography in patients with symptomatic, but atypical, chest pain. *Eur Radiol* 2004; 14: 169–177.
67. Horiguchi J, Yamamoto H, Akiyama Y, Marukawa K, Hirai N, Ito K. Coronary Artery Calcium Scoring Using 16-MDCT and a Retrospective ECG-Gating Reconstruction Algorithm. *Am J Roentgenol* 2004; 183:103–108.
68. Choi CJ, Kramer CM. MR imaging of atherosclerotic plaque. *Radiol Clin North Am* 2002; 40: 887–898.
69. Diodati JG, Dakak N, Gilligan DM, et al. Effect of atherosclerosis on endothelium dependent inhibition of platelet activation in humans. *Circulation* 1998; 98: 17–24.
70. Engler MM, Engler MB, Malloy MJ, Chiu EY, Schloetter MC, Paul SM, Stuehlinger M, Lin KY, Cooke JP, Morrow JD, Ridker PM, Rifai N, Miller, Witztum JL, Mietus-Snyder M. Antioxidant vitamins C and E improve endothelial function in children with hyperlipidemia: Endothelial Assessment of Risk from Lipids in Youth (EARLY) Trial. *Circulation* 2003; 108: 1059–1063.
71. Leiner T, Gerretsen S, Botnar R, Lutgens E, Cappendijk V, Kooi E, van Engelshoven J. Magnetic resonance imaging of atherosclerosis. *Eur Radiol* 2005; 15: 1087–1099.
72. Lutgens E, van Suylen RJ, Faber BC, Gijbels MJ, Eurlings PM, Bijmens AP, Cleutjens KB, Heeneman S, Daemen MJ. Atherosclerotic plaque rupture: local or systemic process? *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 2003; 23: 2123–2130.
73. Bernhard L, Gerber, Emmanuel Coche, Agnès Pasquet, Etienne Ketelslegers; Coronary Artery Stenosis: Direct Comparison of Four-Section Multi-Detector Row CT and 3D Navigator MR Imaging for Detection—Initial Radiology 2005; 234: 98–108.
74. Rodenwaldt J. Multislice computed tomography the coronary arteries. *Eur Radiol*.

- 2003; 13: 748–757.
75. Fisher LD, Judkins MP, Lesperance J et al. Reproducibility of coronary arteriographic reading in the coronary artery surgery study (CASS). *Cathet Cardiovasc Diagn.* 1982; 8: 565–575.
 76. Windecker S, Maier-Rudolph W, Bonzel T et al. Interventional cardiology in Europe 1995. *Eur Heart J.* 1999; 20: 484–495.
 77. Z A. Fayad, V. Fuster Clinical imaging of the High-Risk or Vulnerable Atherosclerotic Plaque. *Circulation Research.* 2001; 89: 305–306.
 78. 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: 1764–1770.
 79. Raggi P. Coronary calcium on electron beam tomography imaging as a surrogate marker of coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2001; 84: 27–84.
 80. Erdoğan N, Altın L, Altınkankıtaş Ş, Elektron beam tomografi ile koroner arterlerde kalsiyum miktarının saptanması. *Türk Tanısal ve Girişimsel Radyoloji Dergisi* 2002; 8; 4: 533–537.
 81. Achenbach S, Moshage W, Ropers D, Nossen J, Daniel WG. Value of electron-beam computed tomography for the noninvasive detection of high-grade coronary-artery stenoses and occlusions. *N Engl J Med* 1998; 339: 1964–1971.
 82. Gerber TC, Kuzo RS, Karstaedt N, Hane GE, Morin RL, Sheedy PF 2nd, Safford RE, Blackshear JL, Pietan JH. Current results and new developments of coronary angiography with use of contrast-enhanced computed tomography of the heart. *Mayo Clin Proc.* 2002; 77: 55–71.
 83. Cheng Hong, MD, Christoph R. Becker, MD, Armin Huber, ECG-gated Reconstructed Multi-Detector Row CT Coronary Angiography: Effect of Varying Trigger Delay on Image Quality. *Radiology* 2001; 220: 712- 717.
 84. Zeman RK, Fox, SH, Silverman PM, Davros WJ, Carter LM, Griego D, et al. Helical CT of the abdomen. *Am J Cardiol* 1993; 160: 719-725.
 85. Katada K. Half-second, half millimeter real time multislice helical CT: CT diagnosis using Aquillon. *Medical Review* 68: 1–8.
 86. Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, Vos J, Pattynama PM, Krestin GP, Serruys PW, de Feyter PJ. Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate. *Heart* 2002; 88: 470–474.

87. 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: 111–125.
88. Morgan-Hughes GJ, Marshall AJ, and Roobottom CA. Multislice computed tomography cardiac imaging: current status. *Clin Radiol* 2002; 57: 872–882.
89. Flohr T, Bruder H, Stierstorfer K, Simon J, Schaller S, Ohnesorge B. New technical developments in multislice CT, part 2: sub-millimeter 16-slice scanning and increased gantry rotation speed for cardiac imaging. *Rofo* 2002; 174: 1022–1027.
90. De Feyter PJ, Nieman K. New coronary imaging techniques: what to expect? *Heart* 2002; 87: 195–197.
91. Becker CR. Assessment of coronary arteries with CT. *Radiol Clin North Am* 2002; 40: 773–782.
92. Horiguchi J, Nakanishi T, Ito K, et al. Quantification of coronary artery calcium using multidetector CT and a retrospective ECG-gating reconstruction algorithm. *Am J Cardiol* 2001; 177:1429-3145.
93. Grenier PA, Beigelman Aubry C, Fetita C, et al. New frontiers in CT imaging of airway disease. *Eur Radiol* 2002; 12: 1022–1044.
94. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000; 215: 55–62.
95. Saito Y. Multislice X ray CT scanner. *Med Phys* 1998; 66: 1–8.
96. Mahesh M. Search for isotropic resolution in et from conventional through multiple-row detector. *Radiographics* 2002; 22: 949–962.
97. Rumberger JA. Noninvasive coronary angiography using computed tomography: ready to kick it up another notch. *Circulation*. 2002; 15: 2036–2038.
98. Desjardins B, Kazerooni EA. ECG-Gated cardiac CT. *Am J Roentgenol* 2004; 182: 993–1010.
99. Giesler T, Baum U, Ropers D, et al. Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *Am J Roentgenol* 2002; 179: 911–916.
100. Schoepf UJ, Becker C, Ohnesorge BM, Yücel EK. CT of coronary artery disease. *Radiology* 2004; 232: 18–37.
101. Becker C, Rist C, Hong C, et al. Contrast bolus optimization in four row multi-detector CT angiography of the coronary arteries. *Eur Radiol* 2003;13: 585.

102. Cademartiri F, Mollet N, van der Lugt A, et al. Noninvasive 16-row multislice CT coronary angiography: usefulness of saline chaser. *Eur Radiol* 2004; 14: 178–183.
103. Lawler LP, Pannu HK, Fishman EK. MDCT evaluation of the coronary arteries, 2004: how we do it--data acquisition, postprocessing, display, and interpretation. *Am J Roentgenol* 2005; 184: 1402–1412.
104. Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U, et al. Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation* 2000; 102: 2823 - 2828.
105. Addis KA, Hopper KD, Iyriboz TA, et al. CT angiography: in vitro comparison of five reconstruction methods. *Am J Roentgenol* 2001; 177: 1171–1176.
106. Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, et al. Noninvasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography: results in 102 patients. *Eur Heart J* 2002; 23: 1714 –1725.
107. Kantarci M, Ceviz N, Durur I, Bayraktutan U, Karaman A, Alper F, Onbas O, Okur A. The Effect of the Reconstruction Window Obtained at the Isovolumic Relaxation Period on the Image Quality in ECG-Gated 16-MDCT Coronary Angiography Studies. *Journal of Computer Assisted Tomography* –article in press-.
108. Napel S, Marks MP, Rubin GD et al. CT angiography with spiral CT and maximum intensity projection. *Radiology* 1992; 185: 607-610.
109. Choi SI, Seo JB, Choi SH, Lee SH, Do KH, Ko SM, Lee JS, Song JW, Song KS, Choi KJ, Kim YH, Lim TH. 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: 1441-1445.
110. Prokop M. Multislice CT angiography. *Eur J Radiol* 2000; 36: 86–96.
111. Gerber TC, Kuzo RS, Morin RL. Techniques and parameters for estimating radiation exposure and dose in cardiac computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2005; 21: 165–176.
112. Rubin GD, Schmidt AJ, Logan LJ, Sofilos MC. Multi-detector row CT angiography of lower extremity arterial inflow and runoff: initial experience. *Radiology* 2001; 221: 146–158.
113. Martin ML, Tay KH, Flak B, Fry PD, Doyle DL, Taylor DC, Hsiang YN, Machan LS. Multidetector CT angiography of the aortoiliac system and lower

- extremities: a prospective comparison with digital subtraction angiography. *Am J Roentgenol* 2003; 180: 1085–1091.
114. Katritsis D, Efsthopoulos E, Betsou S, Korovesis S, Faulkner K, Panayiotakis G, Webb-Peploe MM. Radiation exposure of patients and coronary arteries in the stent era: A prospective study. *Catheter Cardiovasc Interv* 2000; 51: 259–264.
115. Trabold T, Buchgeister M, Kuttner A, Heuschmid M, Kopp AF, Schroder S, Claussen CD. Estimation of radiation exposure in 16-detector row computed tomography of the heart with retrospective ECG-gating. *Rofo* 2003; 175: 1051–1055.
116. Song MH, Ito T, Watanabe T, Nakamura H. Multidetector computed tomography versus coronary angiogram in evaluation of coronary artery bypass grafts. *Ann Thorac Surg* 2005; 79: 585–588.
117. American Heart Association. 2002 heart and stroke statistical update Dallas, Tex: American Heart Association, 2001.
118. Chin K. An Approach to Ostial Lesion Management. *Curr Interv Cardiol Rep* 2001; 3: 87–89.
119. Toutouzas K, Stankovic G, Takagi T, et al. Outcome of treatment of aorto-ostial lesions involving the right coronary artery or a saphenous vein graft with a polytetrafluoroethylene-covered stent. *Am J Cardiol* 2002; 90: 63–66.
120. Hoffmann U, Moselewski F, Cury RC, Ferencik M, Jang IK, Diaz LJ, Abbara S, Brady TJ, Achenbach S. Predictive value of 16-slice multidetector spiral computed tomography to detect significant obstructive coronary artery disease in patients at high risk for coronary artery disease: patient-versus segment-based analysis. *Circulation* 2004; 110: 2638–2643.
121. Morgan-Hughes GJ, Roobottom CA, Owens PE, Marshall AJ. Highly accurate coronary angiography with submillimetre, 16 slice computed tomography. *Heart* 2005; 91: 308–313.
122. Heuschmid M, Kuttner A, Schroeder S, Trabold T, Feyer A, Seemann MD, Kuzo R, Claussen CD, Kopp AF. ECG-gated 16-MDCT of the coronary arteries: assessment of image quality and accuracy in detecting stenoses. *Am J Roentgenol* 2005; 184: 1413–1419.