



T.C  
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ

**KORONER ARTER HASTALIĞI BİLİNEN VEYA KORONER  
ARTER HASTALIĞI ŞÜPHEİ OLAN HASTALARDA ÇOK  
KESİTLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANJİOGRAFİ İLE  
KONVANSİYONEL ANJİOGRAFİ SONUÇLARININ  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dr. MAHMUT ŞAHİN**

**RADYOLOJİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Yrd. Doç. Dr. CEMİLE AYŞE GÖRMELİ**

**MALATYA  
ŞUBAT-2016**

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
KISALTMALAR DİZİNİ .....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
TABLolar DİZİNİ .....	ix
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. KORONER ARTERLER.....	3
2.1.1. Koroner Arterlerin Embriyolojisi .....	3
2.1.2. Koroner Arterlerin Normal Anatomisi.....	3
2.1.3. Koroner Arterlerin Segmental Anatomisi .....	11
2.1.4. Koroner Venlerin Anatomisi .....	11
2.1.5. Koroner Arter Varyasyonları.....	13
2.1.6. Koroner Arter Anomalileri.....	13
2.2. KORONER ARTER HASTALIĞI .....	21
2.2.1. Arterlerin Yapısı ve Ateroskleroz.....	21
2.2.2. Aterosklerozun Histopatolojik Derecelendirilmesi.....	22
2.2.3. Vasküler Remodeling.....	25
2.2.4. Ateroskleroz İçin Risk Faktörleri .....	26
2.2.5. Koroner Arter Kalsifikasyonu ve Skorlama .....	28
2.2.6. Aterosklerotik Plakların Tomografik Morfolojisi .....	33
2.2.7. Koroner Arter Stenoz Sınıflaması .....	33
2.3. KORONER ARTER GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ.....	34
2.3.1. İnvaziv Koroner Anjiyografi .....	34
2.3.2. İnttrakoroner Ultrasonografi.....	36
2.3.3. Elektron Beam Tomografi.....	37
2.3.4. Manyetik Rezonans Anjiyografi.....	38

2.3.5. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi (ÇKBT).....	38
2.3.5.1. ÇKBT Fiziği ve Fizik Gelişmelerinin Görüntü ve Tarama Parametrelerine Etkisi .....	40
2.3.5.2. ÇKBT İle Kardiyak Görüntüleme .....	45
3. MATERYAL ve METOD .....	56
3.1. Çalışma İzni Hasta Seçimi ve Hazırlığı .....	56
3.2. Çekim Protokolü.....	57
3.3. Konvansiyonel Koroner Anjiyografi .....	59
3.4. Görüntülerin Değerlendirilmesi ve Yorumlanması .....	59
4. BULGULAR .....	71
5. TARTIŞMA .....	71
6. SONUÇ.....	77
7. KAYNAKLAR .....	78

## TEŞEKKÜR

Asistanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan Radyoloji Anabilim Dalı başkanım Prof. Dr. Kaya Saraç'a, kıymetli hocalarım Prof. Dr. Ahmet Sığırcı, Prof. Dr. Ramazan Kutlu, Doç. Dr. Metin Doğan, Yrd. Doç. Dr. Zeynep Özdemir, Yrd. Doç. Dr. Ayşegül Sağır Kahraman, Yrd. Doç. Dr. İsmail Okan Yıldırım'a,

Bilgisayarlı tomografi ile koroner anjiyografiyi öğrenmemi sağlayan, değerli fikirleri ile tezimi hazırlamama katkıda bulunan tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Cemile Ayşe Görmeli'ye,

İnvaziv koroner anjiyografi ile ilgili tezime katkıda bulunan Kardiyoloji Anabilim Dalı'ndan Dr. Fuat Kurt ve Dr. Şeyda Değer'e

Tezimin istatistik değerlendirmelerinde bana yardımcı olan Halk Sağlığı Anabilim Dalı'ndan Dr. Erkan Nacar'a,

Tez çalışmalarım esnasında benden yardımlarını esirgemeyen bölüm arkadaşlarım Dr. İsmail Akdulum ve Dr. Çağlar Demir'e,

Asistanlık eğitimim süresince aynı çalışma ortamını paylaştığım, kendileriyle çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum değerli asistan arkadaşlarıma,

Bilgisayarlı Tomografi teknisyenlerimiz Yusuf Yılmaz ve Muhittin Balkış'a

Bugünlere gelmemde maddi ve manevi destekleri ile her zaman yanımda olan annem, babam ve kardeşlerime,

Tez çalışmalarım sırasında kendilerine yeterince vakit ayıramadığım eşime ve biricik oğlum Ömer'e

En içten saygı ve sevgilerimi sunar, teşekkür ederim.

## ÖZET

### KORONER ARTER HASTALIĞI BİLİNER VEYA KORONER ARTER HASTALIĞI ŞÜPHESİ OLAN HASTALARDA ÇOK KESİTLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANJİOGRAFİ İLE KONVANSİYONEL ANJİOGRAFİ SONUÇLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

**Amaç:** Bu çalışmamızda 64 ve 256 kesitli cihazlarla çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) anjiografi çekilen 63 hastanın sonuçlarını invaziv koroner anjiografi (İKA) ile karşılaştırarak ÇKBT anjiografinin doğruluğunu araştırmayı amaçladık.

**Materyal ve Metod:** Göğüs ağrısı ile başvurup ÇKBT koroner anjiografi çekilen ve bunu takiben bir ay içerisinde İKA yapılan hastalar çalışmaya alındı. Çalışma grubumuzda yaşları 35-75 arasında değişen 42'si erkek, 21'i kadın toplam 63 hasta vardı. Koroner arterler AHA sınıflamasına göre toplam 15 segment üzerinden incelendi. Tespit edilen koroner arter stenozları 4 gruba ayrıldı; normal, non-obstrüktif (% 1-49), anlamlı stenoz (% 50-74), yüksek dereceli stenoz (% 75-99) ve oklüzyon (% 100). ÇKBT sonuçları İKA ile karşılaştırılarak segment ve hasta bazlı analizler yapıldı.

**Bulgular:** Elde ettiğimiz veriler İKA sonuçları ile kıyaslanarak sensitivite, spesifite, pozitif prediktif değer ve negatif prediktif değerleri hesaplandı. Çalışmamızda segment bazlı analizde stenoz oranlarına bakılmaksızın yapılan değerlendirmede sensitivite %91.5, spesifite %95, pozitif prediktif değer %84.7 ve negatif prediktif değer %97.4, segment bazlı  $\geq$ %50 stenozları saptamada sensitivite %89.6, spesifite %95.9, pozitif prediktif değer %59.0 ve negatif prediktif değer %99.2, hasta bazlı değerlendirmelerimizde  $\geq$ %50 stenoz tesbit etmede sensitivite %96.2, spesifite %66.6, pozitif prediktif değer %68.4 ve negatif prediktif değeri %96 bulduk.

**Sonuç:** ÇKBT anjiografi ile ilgili yapılan çalışmalar gösteriyor ki, koroner arter hastalığı açısından düşük ve orta risk grubunda yer alan hastalarda non-invaziv bir yöntem olarak ÇKBT anjiografi kullanılmaya aday bir tetkiktir.

**Anahtar kelimeler:** ÇKBT, İnvaziv Koroner Anjiografi, Koroner arter Hastalığı

## ABSTRACT

### THE COMPARISON BETWEEN THE RESULTS OF MULTISLICE COMPUTED TOMOGRAPHY ANGIOGRAPHY AND CONVENTIONAL ANGIOGRAPHY IN PATIENTS WITH KNOWN OR SUSPECTED CORONARY ARTERY DISEASE

**Objective:** In this study, our aim was to investigate the accuracy of MDCT angiography by comparing the results of the 64 and the 256-slice MDCT angiography and ICA in 63 patients.

**Material and Methods:** The patients who presented with chest pain and underwent MDCT and underwent ICA within a month following the presentation were studied. In our study group, there were 63 patients (42 male, 21 female) ranging between ages 35-75. The coronary arteries were examined over 15 segments according to the AHA classification. The detected stenoses of coronary artery were divided into 4 groups; normal, non-obstructive (1-49%), significant stenosis (50-74%), high grade stenosis (75-99%) and occlusion (100%). The segment and patient-based analyses were performed by comparing the results of MDCT angiography and ICA.

**Results:** The sensitivity, the specificity, positive predictive value and negative predictive value were calculated by comparing our data and the results of invasive coronary angiography. In the segment-based analysis regardless of the rate of the stenosis; the sensitivity was 91.5%, the specificity was 95%, positive predictive value was 84.7% and negative predictive value was 97.4%. In the segment-based analysis regarding the detection of  $\geq 50\%$  stenosis; the sensitivity was 89.6%, the specificity was 95.9%, positive predictive value was 59.0% and negative predictive value was 99.2%. In the patient-based analysis regarding the detection of  $\geq 50\%$  stenosis; the sensitivity was 96.2%, the specificity was 66.6%, positive predictive value was 68.4% and negative predictive value was 96%.

**Conclusion:** The studies concerning MDCT angiography indicate that as a non-invasive method, MDCT angiography is an usable technique in patients of the low and moderate risk group in terms of coronary artery disease.

**Keywords:** MDCT, Invasive Coronary Angiography, Coronary artery disease

## KISALTMALAR DİZİNİ

<b>ACC</b>	:American College of Cardiology
<b>AHA</b>	:American Heart Assosiation(Amerikan Kalp Cemiyeti)
<b>BT</b>	:Bilgisayarlı Tomografi
<b>CTDI</b>	:Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi
<b>ÇKBT</b>	:Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi
<b>DAS</b>	: Data Transmission System
<b>EBT</b>	: Elektron Beam Tomografi
<b>EKG</b>	: Elektrokardiografi
<b>FOV</b>	: Field of View
<b>HU</b>	:Haunsfield Unitesi
<b>İKA</b>	: İnvaziv Koroner Anjiografi
<b>İVUS</b>	:İntravasküler Ultrasonografi
<b>KAH</b>	:Koroner Arter Hastalığı
<b>KAK</b>	:Koroner Arter Kalsifikasyonu
<b>LAD</b>	:Sol Anterior Desendan Arter
<b>LCX</b>	: Sol Sirkumfleks
<b>LMCA</b>	: Sol Ana Koroner Arter
<b>MIP</b>	:Maksimum İntensite Projeksiyon
<b>MPR</b>	: Multiplanar Rekonstruksiyon
<b>MRA</b>	: Magnetik Rezonans Anjiografi
<b>MRG</b>	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>mSv</b>	: Milisievert
<b>OM</b>	: Optus Marjinalis
<b>PDA</b>	:Posterior Desendan Arter
<b>PET</b>	: Pozitron Emisyon Tomografisi
<b>PLD</b>	: Posterolateral Dal
<b>RCA</b>	:Sağ Koroner Arter
<b>SPECT</b>	: Single-Photon Emission Computed Tomography
<b>SSD</b>	: Surface Shaded Display
<b>VRT</b>	: Volume Rendering Technique

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Aksiyel BT kesitinde normal sinüs Valsalva anatomisi	5
Şekil 2: Hacimsel BT görüntüsünde sağ ve sol koroner arterlerin sinüs valsalva'lerden çıkışı	5
Şekil 3: Hacimsel BT görüntülerinde RCA'dan ve direkt olarak aortadan köken alan konus arterleri görülüyor	6
Şekil 4: Aksiyel MIP ve hacimsel BT görüntülerinde RCA kökenli ve LCX kökenli sinoatriyal nodal arterleri	6
Şekil 5: Hacimsel BT görüntüsünde RCA'dan köken alarak sağ ventrikülü besleyen akut marjinal dallar	7
Şekil 6: Hacimsel BT görüntüsünde kalbin alt kısmındaki kruks kordis düzeyinde RCA'dan köken alan posteriyor desandan arter ve posterolateral dallar	7
Şekil 7: Hacimsel BT görüntüsünde LMCA'nın dalları	9
Şekil 8: Hacimsel BT görüntüsünde LAD ve dalları	9
Şekil 9: Hacimsel BT görüntüsünde LAD ve diyagonal dallar	10
Şekil 10: Hacimsel BT görüntüsünde kalbin venöz anatomisi	12
Şekil 11: Hacimsel BT görüntüsünde sağ sinüs Valsalva'dan köken alan LMCA'nın prepulmonik seyri	17
Şekil 12: MIP görüntülerde miyokardiyal köprüleşmeler	20
Şekil 13: Aterosklerotik lezyon sınıflaması	24
Şekil 14: Pozitif ve negatif yeniden şekillenmenin şematik gösterimi	26
Şekil 15: EKG tetiklemeli ÇKBT çekiminde radyasyon expoju ru şematik gösterimi	47
Şekil 16: 65 yaşında erkek hasta, İKA ve ÇKBT curved MPR rekostrüksiyon görüntülerde RCA akut marjinal dal sonrasında lümende yaklaşık % 50 darlığa neden olan soft plak izlenmektedir	68
Şekil 17: 74 yaşında bayan hasta, İKA ve ÇKBT curved MPR rekostrüksiyon görüntülerde RCA'da lümende %50-74 darlığa neden diskret kalsifiye plak plak ve aynı hastanın İKA ve curved MPR görüntülerde LAD'da D1 sonrası lümende %50-74 stenoza yol açan tübüler kalsifiye	



plak izlenmektedir

69

Şekil 18: 66 yaşında erkek hasta İKA ve curved MPR görüntülerde LAD ve LCX proksimalinde lümeninde % 50'den az stenoza yol açan kalsifiye plaklar izlenmektedir.

70

## TABLULAR DİZİNİ

Tablo 1: AHA sınıflamasına göre koroner arter segmentasyonu.....	12
Tablo 2 : Framingham skora ve risk kategorisi.....	27
Tablo 3: EBT ile kalsiyum skorlamada Agatston skoruna göre önerilen risk sınıflaması.....	32
Tablo 4: Koroner Arter Stenoz Sınıflaması .....	34
Tablo 5: Efektif Radyasyon Dozları.....	55
Tablo 6: Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin stenoz saptamada gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuçları.....	63
Tablo 7: Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin darlıkları saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif değerleri .....	63
Tablo 8: Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin obstrüktif KAH'ı saptamadaki gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuçları .....	64
Tablo 9: Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin obstrüktif KAH'ı saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif değerleri .....	64
Tablo 10: Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin yüksek dereceli stenoz (% 75–99) ve oklüzyon (% 100) saptamadaki gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuçları.....	65
Tablo 11: Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin yüksek dereceli stenoz (% 75–99) ve oklüzyon (% 100) saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif değerleri.....	66
Tablo 12: Tüm hastalarda ÇKBT anjiografinin $\geq$ %50 stenozları saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif değerleri.....	67
Tablo 13: Tüm hastalarda ÇKBT anjiografinin $\geq$ %75stenozları saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif değerleri .....	67

## 1.GİRİŞ

Gelişmiş ülkelerde en önde gelen ölüm nedeninin kardiyovasküler hastalıklar olduğu ve 2020 yılına kadar da gelişmekte olan ülkelerde kardiyovasküler hastalıkların en önemli ölüm nedeni haline geleceği belirtilmektedir (1). Kardiyovasküler hastalıklar arasında en sık görülen, mortalitesi ve morbiditesi en fazla olan klinik tablo ise koroner arter hastalığı (KAH)'dır (2).

İKA, koroner arter hastalığının tanısında altın standart olarak kabul edilmektedir ve en önemli avantajları; yüksek uzaysal ve zamansal rezolüsyona sahip olması ve tedaviye yönelik ek girişimsel yöntemlere olanak sağlamasıdır. Ancak invaziv koroner anjiyografinin plak karakterizasyonunda yetersiz olması, invaziv olması, bazı komplikasyonların eşlik etmesi, yüksek maliyeti ve olguların yalnızca 1/3 ünde anjiyografi sırasında tedaviye yönelik girişimsel işlemlere gerek duyulması nedeni ile tanısal amaçlı daha maliyet etkin ve invaziv olmayan bir görüntüleme yöntemine ihtiyaç duyulmuştur (3).

Çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) koroner anjiyografi, manyetik rezonans görüntüleme (MRG), pozitron emisyon tomografisi (PET) ve bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi (SPECT) gibi görüntüleme yöntemleri son yıllarda hızlı bir şekilde gelişme göstermiştir. Koroner arter hastalığının değerlendirilmesinde kardiyak MRG'nin kullanımı, yeni teknik gelişmeler olmasına rağmen, uzun tarama zamanı, geniş alanı tarama eksikliği ve değişken protokoller nedeniyle sınırlıdır. Pozitron emisyon tomografisi ve SPECT ise kardiyak fonksiyon hakkında yeterli bilgi vermesine rağmen, koroner plakların karakterizasyonu ile birlikte koroner lümen hakkında sınırlı bilgi sağlaması ve anatomik detay bilgisinin yetersiz olması nedeniyle KAH tanısında rutin olarak kullanılmamaktadır (4). İnvasküler ultrason (İVUS) koroner arterlerin kesitsel görüntülenmesine ve koroner aterosklerotik plakların kapsamlı değerlendirilmesine imkan sağlar. Ancak işlemin invaziv karakteri anjiyografi sırasında komplikasyon riskini artırmakta, maliyet etkin olmaması ve uzun süren bir işlem olması nedeniyle plak karakterizasyonunun rutin değerlendirilmesinde kullanılmamaktadır (5).

Son on yılda koroner aterosklerozun değerlendirilmesinde, ÇKBT koroner anjiyografinin kullanımı gittikçe yaygınlaşmaktadır. Çok kesitli bilgisayarlı tomografi koroner anjiyografinin tanısal doğruluğu, plak karakterizasyonu ve hacminin ölçülmesinde ve vasküler morfolojinin değerlendirilmesinde etkinliği İKA ile karşılaştırılarak yapılan çok sayıda araştırma ile değerlendirilmiştir. Yüksek uzaysal ve zamansal rezolüsyona sahip ÇKBT'ler; çok fazla açıdan ve plandan anatomik detayı ortaya çıkarabilmesi, yumuşak dokuları ve komşu anatomik yapıları oldukça iyi göstermesi, non-invaziv bir yöntem olması, görüntülerin projeksiyonel değil 3 boyutlu ve kesitsel olması, koroner arter duvarı-aterosklerotik plak sınırını gösterebilmesi, plak karakterizasyonu yapabilmesi nedeni ile koroner arterlerin görüntülenmesinde yüksek potansiyele sahip bir yöntem olarak kullanılmaya başlanmıştır (6).

ÇKBT, bilinen veya şüpheli KAH olan hastalarda mortalite ile tahmini kardiyak olaylar hakkında bağımsız prognostik bilgi sağlar ve aterosklerotik plak karakterizasyonunu ve miktarını belirler. Aralarında Amerikan Radyoloji Derneği ve Amerikan Kalp Derneği(AHA)'nin de bulunduğu 8 Amerikan Sağlık Derneği' nin ortak katılımıyla yayınlanan kardiyak BT'nin uygun kullanımı kriterlerine göre, koroner BT anjiyografinin kullanımı KAH açısından düşük ve orta risk grubunda yer alan hastalarda önerilmekte, ancak yüksek risk grubunda yer alan hastalarda önerilmemektedir (7). Yüksek risk grubunda, hem tanı hem de tedavinin aynı seansta yapılabilmesine olanak veren İKA önerilmektedir.

Bu çalışmamızda koroner arter stenozlarının araştırılmasında yüksek uzaysal ve zamansal rezolüsyona sahip 64 ve 256 kesitli bilgisayarlı tomografi cihazları ile Şubat 2015-Ocak 2016 tarihleri arasında kliniğimizde ÇKBT anjiografi çekimi yapılan 63 hastanın sonuçlarını İKA ile karşılaştırarak ÇKBT anjiografinin doğruluğunu araştırmayı amaçladık.

## **2.GENEL BİLGİLER**

### **2.1. KORONER ARTERLER**

#### **2.1.1. Koroner Arterlerin Embriyolojisi**

Kalbin embriyolojik gelişiminin ilk aşamalarında miyokardiyal hücrelerin beslenmesi, tamamı ile ventriküler kavite içerisindeki dolaşımdan difüzyonla 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. Ancak bir süre sonra sinüzoidal dolaşım da yetersiz kalır. Bu safhada karaciğerden göçen bazı hücreler kalbin etrafını sararak epikard tabakasını ve yüzeysel koroner dolaşım sistemini oluşturur. Bu ilkel dolaşım sistemi daha sonra subepikardiyal mezenkimal hücrelerle birleşerek miyokardın derinliklerinin beslenmesini sağlarken diğer yandan aortaya doğru ilerleyerek sinüslerine penetre olur (8).

#### **2.1.2. Koroner Arterlerin Normal Anatomisi**

Aortanın ilk dalları olan sağ ve sol koroner arterlerin büyük kısmı koroner olukta bulunduğu için 'koroner arter' adını almıştır. Sağ ve sol koroner arterler koroner ostiumlardan çıkış gösterirler. Ostiumlar, çıkan aortanın proksimal bölümünde, aort kapaklarının hemen üstünde sinüs Valsalvanın santralinde yerleşmiştir (Şekil 1). Aortik kapağın eğik yerleşiminden dolayı sol koroner arterin ostiumu daha yukarıda ve arkadadır (Şekil 2). Normalde sağ ve sol olmak üzere iki koroner ostium bulunmaktadır. Yüzde 0,41 olguda sol ana koroner arter bulunmaz ve sol sirkumfleks (LCX) veya sol anterior desenden (LAD) doğrudan aort kökünden kaynaklandığından 3 koroner ostium da bulunabilir (9, 10).

Koroner arterlerin besledikleri miyokardiyal alanların dağılımı oldukça farklılık göstermektedir. Ancak sağ koroner arter (RCA), hemen hemen daima sağ ventrikülü, sol ana koroner arter (LMCA) ise ventriküler septumun ön kısmını ve sol ventrikül ön

duvarını besler. Sol ventrikülün geri kalan bölümleri ise, baskınlık gösteren koroner arter tarafından beslenir.

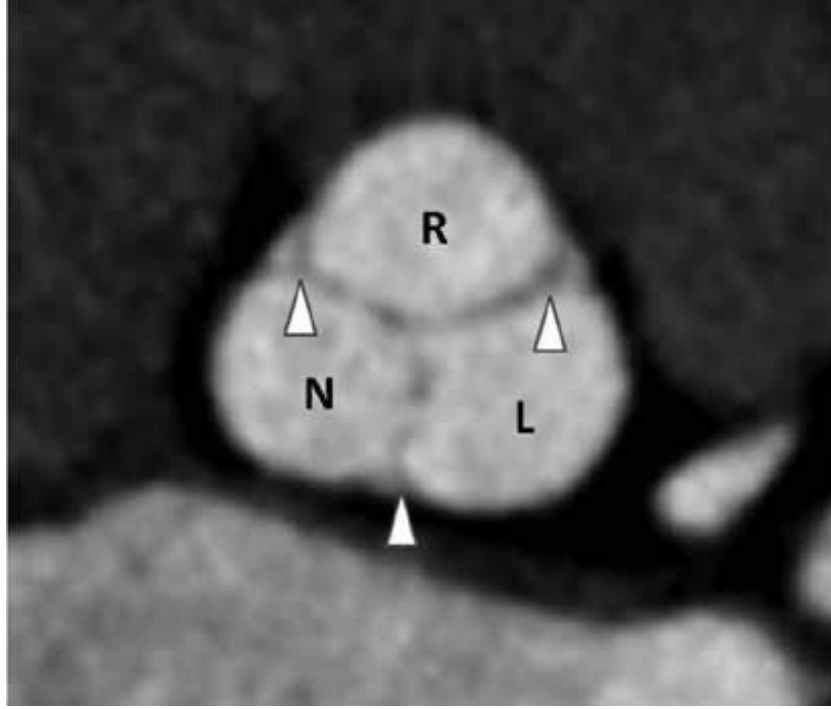
### **Sağ Koroner Arter**

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

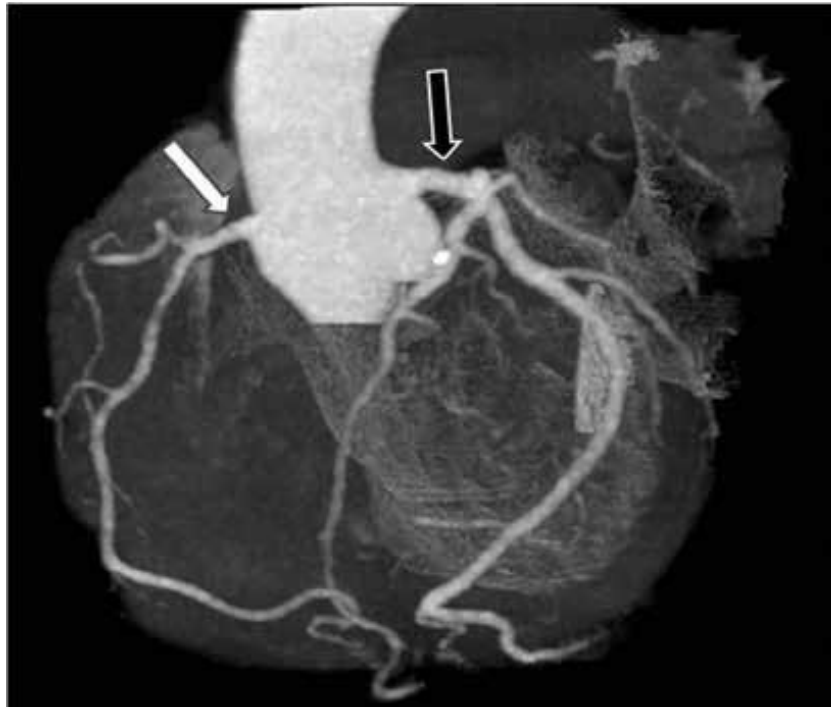
İnsanların yaklaşık yarısında, RCA'nın ilk dalı konus arteridir. (Şekil 3a). Diğer yarısında ise, konus arteri doğrudan ortadan köken almaktadır (Şekil 3b). Konus arteri sağ ventrikül çıkış traktını besler. Konus arteri bazen sol koroner arterin bir dalı olabilir ve sağ ventrikül çıkış traktında, sağ ve sol koroner arterler arasında anastomoz oluşur (11). Bu anastomoz "Vieussens'in arter halkası" olarak isimlendirilir.

Olguların %55'inde, RCA'nın 2. dalı sinoatriyal nodal arterdir(Şekil 4a,b). Sağ koroner arterin proksimalinden köken alır. Geri kalan %41-45 olguda ise, sinoatriyal nodal arter proksimal sol sirkumfleks arterden köken alır (Şekil 4c,d). Olguların %5'inde sinoatriyal nodal iki farklı arterden ikili kanlanma gösterebilir (12).

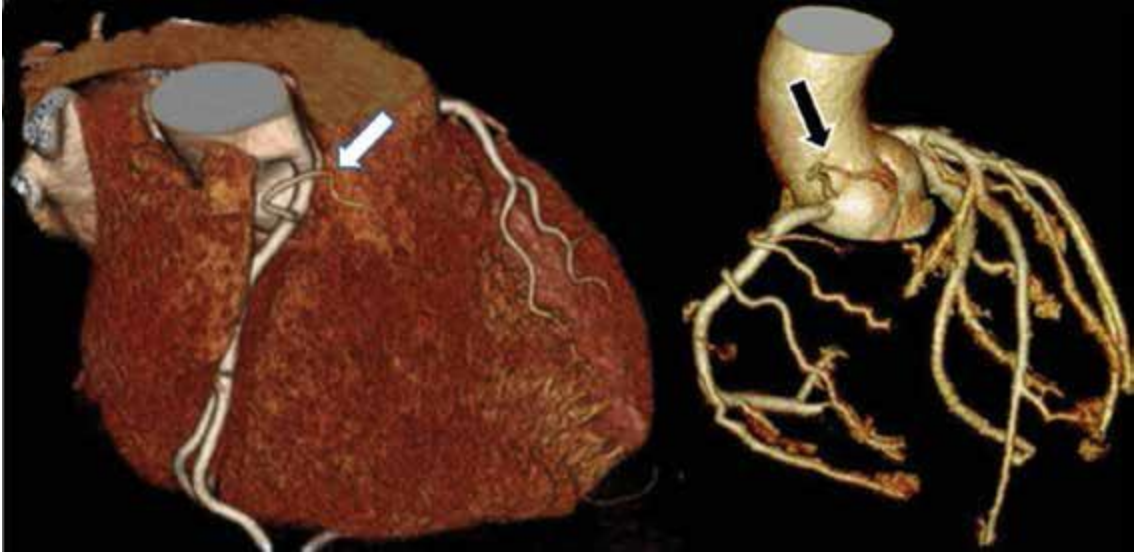
RCA sinoatriyal nodal arter sonrasında sağ ventrikül miyokardiyumunu besleyen akut marjinal dalları verir.(Şekil 5) Bu dallar sağ ventrikül ön duvarını besler. Bazen iyi gelişmiş olup posteriyor interventriküler sulkusa uzanıp, interventriküler septumun alt bölümünü de besleyebilmektedir.



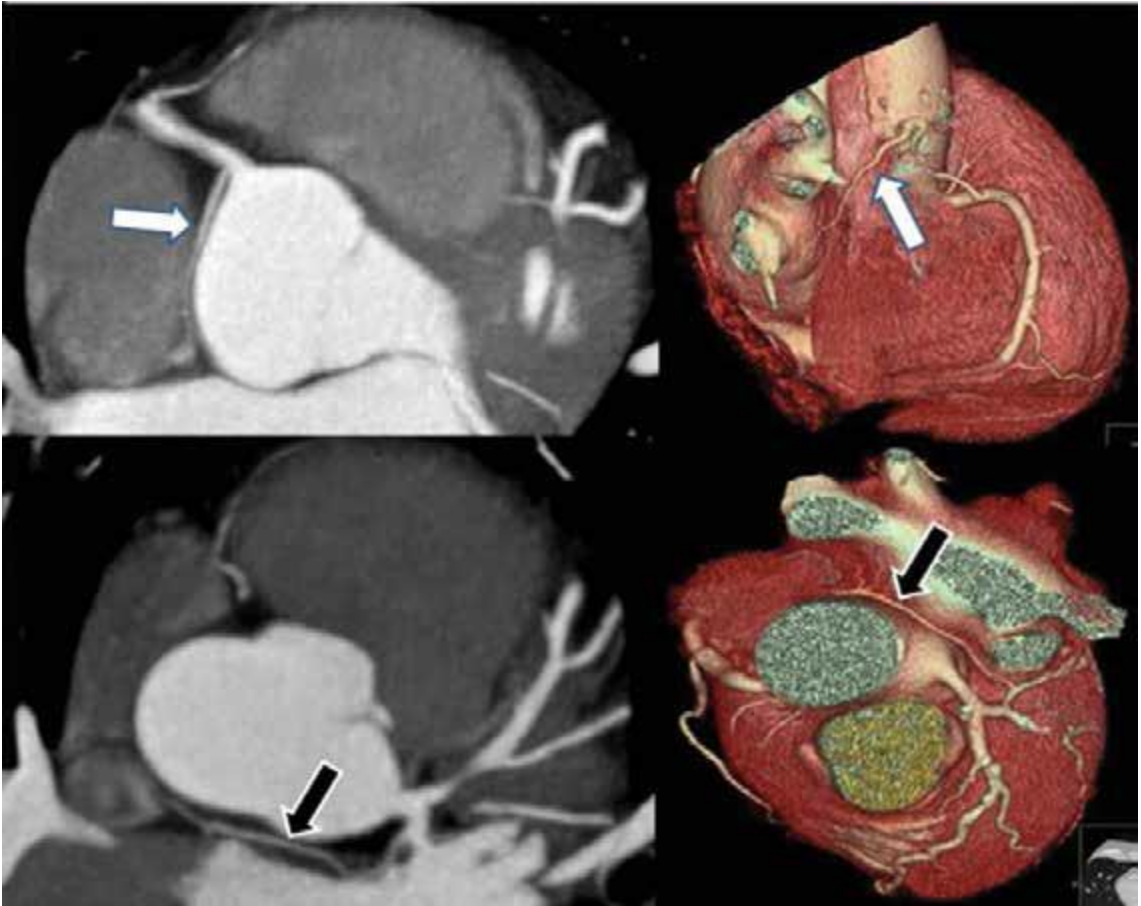
**Şekil 1:** Aksiyel BT kesitinde aort kökünün görünümü, aort kapakların komisürları (ok başları) ve köken alan koroner arterlere göre isimlendirilmiş üç sinüs Valsalva görülüyor. R: sağ sinüs Valsalva, L: sol sinüs Valsalva, N: nonkoroner sinüs Valsalva(13).



**Şekil 2:** Önden hacimsel BT görüntüsünde sağ (beyaz ok) ve sol (siyah ok) koroner arterlerinin sinüs Valsalva'lardan çıkışı görülüyor. Sinüs Valsalva'lar aynı seviyede olduğu halde sağ koroner arterin soldan daha aşağı düzeyden köken aldığına dikkat ediniz (13).

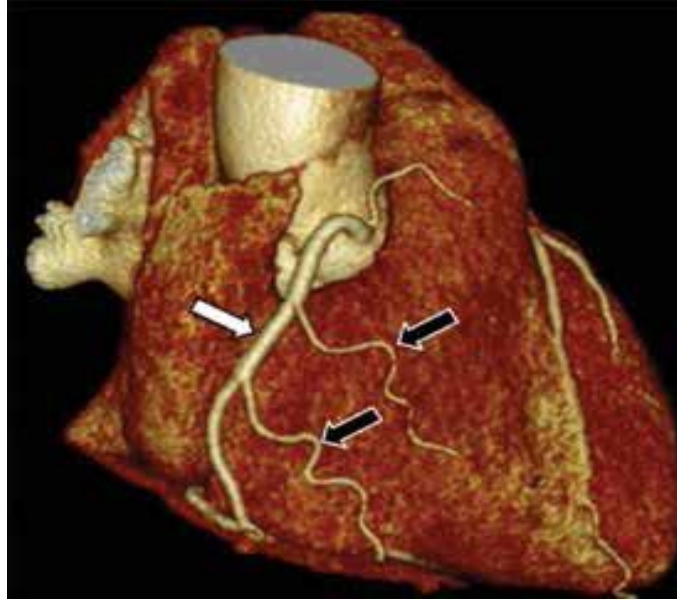


**Şekil 3:** a, b. Hacimsel BT görüntülerinde RCA'dan (beyaz ok) ve direkt olarak aortadan (siyah ok) köken alan konus arterleri görülüyor (13).

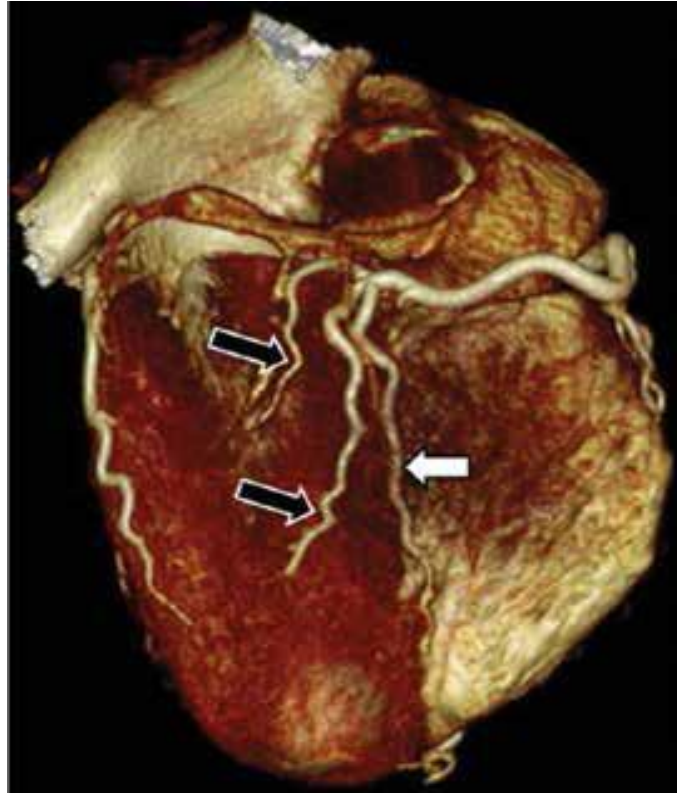


**Şekil 4:** a-d. Aksiyel MIP (a ve c) ve hacimsel (b ve d) BT görüntülerinde RCA kökenli (beyaz oklar) ve LCX kökenli (siyah oklar) sinoatriyal nodal arterleri görülüyor (13).





**Şekil 5:** Hacimsel BT görüntüsünde RCA'dan (beyaz ok) köken alarak sağ ventrikülü besleyen akut marjinal dallar (siyah oklar) görülüyor (13).



**Şekil 6:** Hacimsel BT görüntüsünde kalbin alt kısmındaki kruks kordis düzeyinde RCA'dan köken alan posteriyor desandan arter (beyaz ok) ve posterolateral dallar (siyah oklar) görülüyor (13).

Akut marjin dallarını verdikten sonra RCA, anterior atriyoventriküler oluk boyunca kalbin diyafragmatik yüzeyinde devam eder. Kruks kordis düzeyinde posteriyor desendan arter (PDA) ve posterolateral dallara (PLD) ayrılır (14). (Şekil 6) Posteriyor desendan arter, interventriküler septumu beslerken, PLD sol ventrikül posteriyor duvarını beslemektedir. Posteriyor interventriküler septumun beslenmesi RCA, LCX ve LAD kökenli arterlerin değişik kombinasyonlarından sağlanmaktadır.

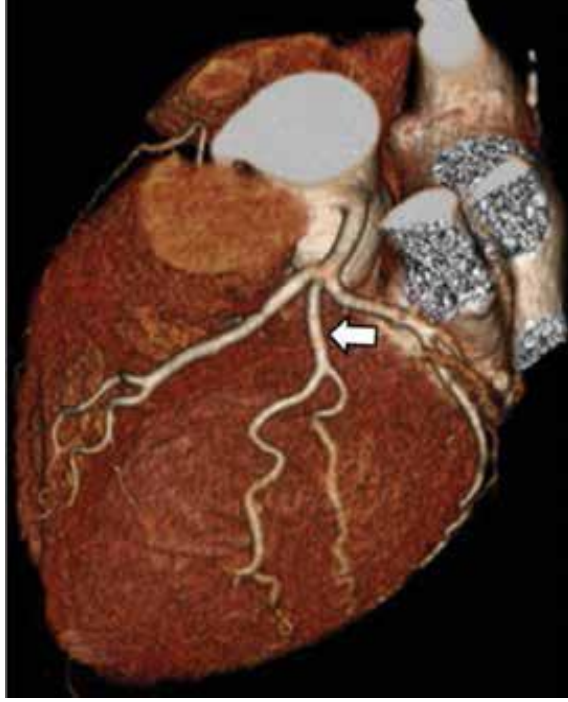
Atrioventriküler nodal arteri büyük oranda(%90) RCA'nın PDA dalından orijin alır(15). Böylelikle RCA %60 kişide sinoatriyal ve %90 kişide atriyoventriküler düğümün kanlanması sağlanmış olur(16).

### **Sol Ana Koroner Arter**

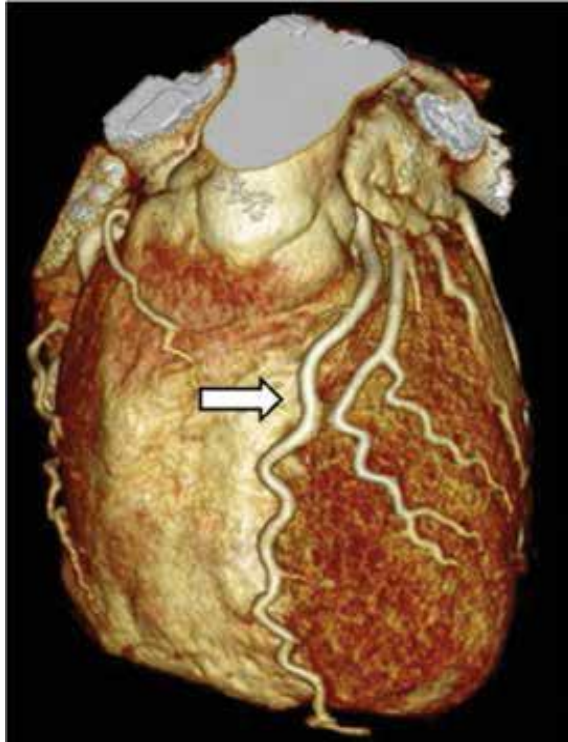
Sol Ana Koroner Arter, sol koroner sinüsten orijin alır ve uzunluğu 5-20 mm arasında değişen kısa seyirli bir arterdir. Pulmoner trunkusun arka kesimi sol yarımında seyrederek ve LAD ile LCX arterlere ayrılır. Bazen sol ana koroner arter LAD, LCX ve ramus intermedius olmak üzere üç dala ayrılır(Şekil 7). Toplumun yaklaşık %1'inden az bölümünde LMCA yoktur ve LAD ile LCX sol koroner sinüsten bağımsız olarak orijin alır.

### **Sol Anteriyor İnen Arter**

Sol anteriyor inen arter, ventriküler septum boyunca anterior interventriküler sulkusta seyrederek (Şekil 8) ve interventriküler septumun anterior 2/3'lük kısmını besleyen septal dalları verir. Çoğunlukla septal dalların birincisi en gelişmiş olanıdır. Bu arterler anterior septal dallar olarak bilinmekte olup posteriyor septal dallar ile arasında anastomozlar mevcuttur. Ayrıca, sol ventrikül anterior duvarında seyreden ve sol ventrikülün anterolateral kısmını besleyen diyagonal dalları vermektedir. (Şekil 9) Diyagonal ve septal dalların sayısı ve çapları farklılık gösterebilir. Diyagonal ve septal perforatör dallar, proksimalden distale gittikçe artan rakamlarla gösterilir (Örneğin; D1, D2, S1, S2) (17). Sol anteriyor inen arterden bazen sağ ventrikül ön yüzeyini besleyen dallar çıkabilir.



**Şekil 7:** Hacimsel BT görüntüsünde LMCA'nın LAD, LCX ve intermediate arter (ok) olarak üç dala ayrıldığı görülüyor (13).



**Şekil 8:** Hacimsel BT görüntüsünde ön interventriküler sulkusta seyreden LAD (ok) görülüyor. LAD septal dalları ile interventriküler septumun büyük bir bölümünü, diyagonal dalları ile de sol ventrikül ön duvarını besler (13).



**Şekil 9:** Hacimsel BT görüntüsünde LAD (ok başı) kökenli diyagonal (D1, D2, D3, D4) dallar (oklar) görülüyor.(13)

### **Sol Sirkumfleks Arter**

Sol sirkumfleks arter, RCA seyrine benzer olarak ters tarafta posterior atriyoventriküler olukta seyrederek Sinus nod arteri, %40 proksimal LCX'ten %60 proksimal RCA'dan ayrılır. Sol sirkumfleks arterinin majör dalları sol ventrikülün lateral duvarını besleyen obtuse marjinal (OM) dallardır. LAD arterinin diyagonal ve septal perforan dalları gibi, distale gittikçe artan numaralar ile gösterilirler (OM1, OM2 gibi). Sol sirkumfleks arter, popülasyonun %80-85'inde OM1 dalını verdikten sonra sonlanır (17). Sol koroner arter dominantlığı olanlarda ise LCX aşağı doğru sol posterior desendan koroner arteri verir ve bu durumda posterior interventriküler septumu da besler.

### **Koroner Arter Baskınlığı**

Posterior desendan arter ve posterolateral dallar, RCA'dan köken alırsa sağ dominant, sirkumfleks arterden köken alırsa sol dominant dolaşımdan bahsedilir (18). Olguların %80-85'inde sağ baskın dolaşım görülürken %15-20'sinde sol baskın dolaşım vardır. Eğer posterior desendan arter, RCA'dan ve posterolateral dal LCX'den orijinlenirse kodominansiden bahsedilir (olguların%5'i).

### **2.1.3. Koroner Arterlerin Segmental Anatomisi**

Amerikan Kalp Cemiyetinin (AHA) (1975) sınıflamasına göre koroner arterler 15 segment halinde değerlendirilir (19) (Tablo 1). Koroner arterlerin anatomisi büyük oranda bu sınıflamaya uygun olmakla beraber uymayan çok sayıda koroner arter varyasyonu vardır.

RCA segment 1–4, LMCA segment 5, LAD segment 6–10, LCX ise segment 11–15 olarak incelenir. RCA'nın proksimali 1. segment, orta kısmı 2. segment, distali 3. segment, posterior desenden dalı 4. segment, LMCA 5. segment, LAD proksimali 6. segment, orta kısmı 7. segment, distali 8. segment, 1. diagonal dal 9. segment, 2. diagonal dalı 10. segment, LCX proksimali 11. segment, obtuse marjinal dalı 12. segment, distali 13. segment, posterolateral dalı 14. segment ve posterior desenden dalı 15. segment olarak numaralandırılmıştır.

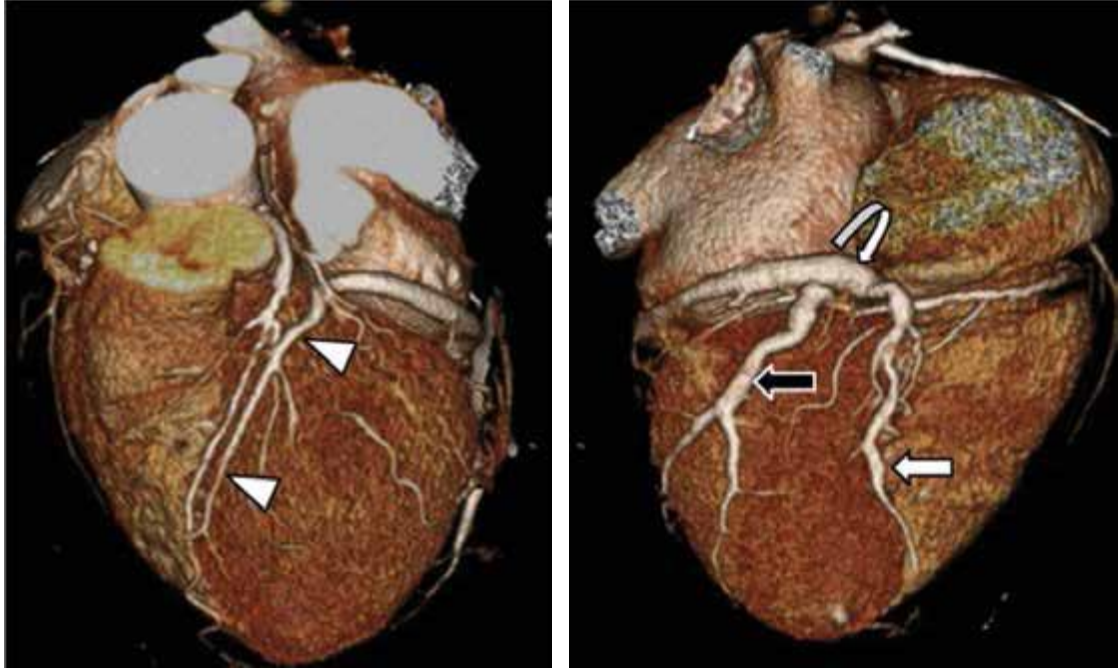
### **2.1.4. Koroner Venlerin Anatomisi**

Kalbin venöz drenajı koroner sinus sistemi, anterior kardiyak venler ve vena cordis minima (Thebesian venleri) ile gerçekleşir. Kalbin venöz drenajının yaklaşık %75'inden koroner sinus sistemi sorumludur (20-21).

Büyük kardiyak ven, anterior interventriküler sulkusta LAD arterinin komşuluğunda lokalizedir ve apeksten koroner sinus içerisine doğru seyreder (Şekil 10a). Orta kardiyak ven ise apeksten başlar ve PDA komşuluğunda inferior interventriküler sulkus boyunca yukarı doğru seyredip koroner sinüse veya doğrudan sağ atriyuma dökülür. Büyük ve orta kardiyak venler arasında, sol ventrikülün lateral duvarını drene eden posterolateral ven bulunabilir. Koroner sinus en geniş ven olup LCX ve atriyoventriküler oluk arterine eşlik ederek, posterior atriyoventriküler olukta seyreder. Koroner sinus proksimal kesimde, büyük kardiyak ven ve distalde orta kardiyak ven ile birleşerek sağ atriyuma drene olur. (Şekil 17b)

Tablo 1: AHA sınıflamasına göre koroner arter segmentasyonu

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



Şekil 10 a, b: Hacimsel BT görüntüsünde LAD komşuluğunda ve ona paralel seyreden büyük kardiyak ven (ok başları) görülüyor (a). Hacimsel BT görüntüsünde koroner sinüse (eğik ok) drene olan orta kardiyak ven (beyaz ok) ve posterolateral ven (siyah ok) görülüyor (b) (13).

### **2.1.5. Koroner Arter Varyasyonları**

Koroner arterlerin varyasyonlarının, özellikle katater anjiyografi, koroner girişim ve kardiyak cerrahiye gidecek hastalarda bilinmesi önem arz etmektedir.

#### **İntermedier Arter Varyasyonu**

LMCA bifurkasyonu düzeyinde ayrılan intermedier arter tüm popülasyonda %70 oranında görülür ve LAD'ın diagonal dalları ve LCX'in obtus dalları arasında bir alanı besler (22).

#### **Ektopik Olarak Sağ Sinüs Valsalvadan Çıkan Konus Arteri**

İnsanların %50-60'ında RCA proksimalinde ilk dal olarak çıkan konus arteri sağ koroner sinüsten ayrı bir orifis ile de çıkabilir (19). Konus arteri sağ ventrikülün pulmoner çıkış bölümünü besler. Bu varyasyonun sıklığı %50 oranındadır (23). Aortadan ayrılan bir konus arterinin invaziv anjiyografi sırasında yanlışlıkla kateterize edilmesi dispne gibi semptomlara neden olabilir.

#### **Sinüs Nod Arterinin Ektopik Olarak LCX'ten Köken Alması**

İnsanların %60'ında RCA'nın ilk birkaç milimetresinden köken alan sinüs nod arteri %40 oranında ise proksimal LCX'den köken alır (19, 24).

### **2.1.6. Koroner Arter Anomalileri**

Koroner arter anomalileri, nadir görülen bir hastalık kategorisidir. Genel popülasyonda prevalansının %1-2 olduğu bildirilmiştir (25). Asemptomatik seyir göstermelerinden dolayı çoğunlukla rastlantısal olarak tanı alırlar. Miyokart iskemisine ve ani ölüme yol açabilme potansiyellerinden dolayı koroner arter anomalilerinin erken tanı alması önemlidir. Genç erişkinlerde, travma dışı ani ölümlerin yaklaşık yarısında neden kardiyak anomalilerdir. Bunların 2/3'ünde altta yatan sebep koroner arter anomalisidir (26).

Günümüze kadar koroner arter anomalilerinin tanısında tercih edilen temel yöntem invaziv anjiyografi olmuştur. İnvaziv anjiyografi ile anomalili arterin çıkış yerinin belirlenmesi, komşu pulmoner arter ve aorta ile ilişkisinin saptanması zordur .Ayrıca konvansiyonel anjiyografi ile derinlik bilgisi sağlanamadığı için damarın üç boyutlu seyri hakkında bilgi edinmek mümkün değildir (27). Ek olarak bu tekniğin invaziv ve pahalı bir işlem olması ÇKBT anjiyografiyi alternatif bir görüntüleme yöntemi olarak sunmaktadır. ÇKBT anjiyografi koroner arter anomalilerini saptamada oldukça etkin bir görüntüleme yöntemidir. Kardiyak BT'deki teknolojik ilerlemelerin öncesinde invaziv anjiyografi ilk akla gelen görüntüleme yöntemi idi. Ancak yapılan birkaç çalışma, koroner arter anomalilerini saptamada kardiyak BT'nin invaziv anjiyografiye göre daha üstün olduğunu göstermiştir. Kardiyak BT ile yapılan 1758 hastanın katıldığı bir çalışmada, 28 hastada koroner arter anomalisi bulunmuştur. Bu hastalardan 20'sine kateter anjiyografi yapıldığında ise, sadece 11'inde anomali tespit edilebilmiştir (28).

Koroner arter anomalilerinin anatomik sınıflandırmalarının yanı sıra klinik önemi nedeniyle fonksiyonel sınıflandırmaları da bilinmelidir. Bu bakış açısıyla 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 sinus gibi bazı sık görülen özelliklerinden ziyade, koroner arterlerin orta ve distal segmentlerinden çıkan mikrovasküler yatağı besleyen dallar dikkate alınmıştır (29, 30).

Koroner anomaliler; çıkış anomalileri, sonlanma anomalileri (A-V fistuller), koroner arter anevrizmaları ve seyir anomalileri (bridge) şeklinde icelenir (22).

#### **a) Çıkış Anomalileri**

##### **LMCA Yokluğu**

Olguların %0,41'inde LMCA izlenmez. Bu anomali tüm koroner arter anomalilerinin %30,4'unu oluşturur. Bu durumda LAD ve LCX ayrı yerlerden orijin alır. (A15,16,26) Eğer LMCA yoksa 4 ihtimalden biri söz konusudur:



(a) LAD ve LCX sol sinüs valsalsvadan ayrı ostiumlarla çıkar, normal uzunluk ve seyir gösterirler (31).

(b) LCX sağ sinüs valsalva ya da RCA'dan orijin alır ve aortanın posteriorunda seyreder (32).

(c) LAD sağ sinüs valsalva ya da RCA'dan orijin alır, septal ya da anterior serbest duvar seyri gösterir (32).

(d) LAD non-koroner aortik sinüsten köken alabilir. Başlangıç kısmı aortanın posteriorundadır ve normal sulama sahasına yani anteriora doğru seyir gösterir (33). 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 (34).

### **LMCA 'nın Ektopik Olarak Sağ Sinüs Valsalsvadan Çıkması**

Sol ana koroner arterin ektopik olarak sağ sinüs valsalsvadan köken alması oldukça nadir bir anomalidir (35). Bu durumda LMCA'nın aorta ve pulmoner arterle olan ilişkisi hastanın klinik seyrini belirler (32).

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

- Septal seyir,
- Anterior serbest duvar(Şekil 11),
- Retroaortik seyir,
- İnterarteriyel seyir.

İnterarteriyel ve septal seyirler arasında ayırım yapılması önemlidir. Çünkü septal seyir oldukça benign seyrederken, interarteriyel seyir sıklıkla kalple ilgili ciddi patolojilere yol açar (33). Sağ sinus 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 beslediği bölgeyi kanlandırır (34).

### **LCX'in Ektopik Olarak Sağ Sinüs Valsalvadan Çıkması**

LCX'in sağ sinus valsalvadan çıkması %0,37 oranında görülür ve bu anomali bütün koroner arter anomalilerinin %27,7'sini oluşturmaktadır (23). Bu anomali LMCA anomalilerinin bir alt tipidir. LMCA yoktur ve LCX sağ sinus valsalvadan çıkarak aortanın posteriorunda seyreder (32). Miyokardiyal iskemiye neden olmayan anomaliler arasında bildirilmektedir (27).

### **LCX'in Ektopik Olarak RCA'dan Çıkması**

LCX'in ektopik olarak RCA'dan çıkması iyi bilinen bir varyasyondur. Bazı yazarlara göre %0,67'lik insidans ile en sık görülen koroner anomali olarak kabul edilmektedir (36, 37).

Aberrant LCX aort kapağının hemen altında aort kökünün arkasından dolaştığı için aort kapak replasmanı yapılacak hastalarda önem arz etmektedir. Bunun dışında retroaortik LCX benign kabul edilen koroner arter anomalisidir (36).



**Şekil 11:** Hacimsel BT görüntüsünde LMCA'nın (beyaz ok) sağ sinüs Valsalva'dan köken aldıktan sonra sol tarafa pulmoner arterin önünden prepulmonik bir seyir göstererek ulaştığı görülüyor. Ön interventriküler sulkusta seyreden LAD (siyah ok) ve LCx (ok başı görülüyor. (13)

### **RCA Yokluğu**

Sağ sinüs valsalvadan ayrılan bir RCA olmadığı durumda, sol koroner arterin bir dalı olarak çıkar ve anterior ya da posteriordan ilerleyerek kendi sulama sahasına ulaşır (34).

### **RCA'nın Ektopik Olarak LAD'dan Çıkması**

RCA'nın ektopik olarak LAD'dan çıkması oldukça nadirdir ve tek koroner arter anomalisinin bir alt grubudur. Diğer ektopik orijinli RCA tiplerine göre daha iyi seyir gösterir (38). Tek koroner arter sıklığı genel popülasyonda yaklaşık olarak %0.024'tür(31).

## **Anormal Pulmoner Orjin Gösteren Koroner Arterler**

En sık sol ana koroner arterin (LMCA) pulmoner arterden çıkması şeklinde izlenir. ALCAPA (anomalous origin of the left coronary artery from pulmonary artery) ya da Bland-White-Garland Sendromu olarak isimlendirilir. Tedavi edilmediği takdirde hastaların %85'i yaşamlarının ilk yılında kaybedilirler. Yaklaşık %10 hasta erişkin yaşlara ulaşır (39). Ancak bu hastalarda mitral regurjitasyon, anjina ya da konjestif kalp yetersizliği gibi kardiyak problemler ortaya çıkar (40).

### **b) Sonlanma Anomalileri**

#### **Koroner Arter Fistülleri**

Koroner arter fistülü, bir koroner arter veya onun dalının kardiyak oda veya pulmoner damar gibi düşük basınçlı vasküler bir yatak içerisinde sonlanmasıdır. Popülasyonun %0,1-0,5'inde görülmektedir (26). Normalde koroner arter sonlanması miyokardiyumdaki kapiller yatak içerisindeydir. Fistül gelişmesi durumunda, normal miyokardiyumun beslenmesi bozulacaktır (41). Bu tanımlanan sonlanma koroner arterde genişleme ve tortiyoziteye neden olmaktadır. Literatürde raporlanan koroner arter fistülleri, sağ ve sol atriyum, sağ ve sol ventrikül, koroner venöz sistem, ana pulmoner arter ve pulmoner venler içerisinde sonlanmaktadır. En sık fistül sağ ventriküle ve fistüllerin yaklaşık %60'ı sağ kalp odalarına açılmaktadır (42).

Koroner arter fistüllerinin büyük kısmı doğumsaldır, ancak nadiren de olsa kalp cerrahisi sonrası da gelişebilir. Fistüllerin bir kısmı küçük olup koroner anjiyografide insidental olarak saptanırlar fakat diğerleri devamlı üfürüm, angina, akut MI, konjestif kalp yetmezliği, endokardit, stroke, aritmi, koroner anevrizma oluşumu (rüptür, emboli), veya süperior vena kava sendromu ile ilişkilidir (43). Anjiyografilerin %0,67'sinde koroner arter fistülleri izlenmektedir ve koroner anomalilerin cerrahi tamiri için en sık endikasyonu oluşturmaktadır (44).

### **c) Koroner Arter Anevrizmaları**

Koroner arter lümenindeki anormal genişleme, anevrizma veya koroner ektazi olarak tanımlanır. Koroner arterlerde ektazi ve anevrizma nadir rastlanan anomalilerindendir. Komşu normal koroner arter segmenti genişliğine göre, koroner arter çapındaki 1.5-2 kat genişleme koroner ektazi, iki kat üzerindeki genişleme ise koroner arter anevrizması olarak tanımlanmıştır (45).

Koroner arter anevrizmaları en sık RCA'da izlenir. Anevrizmalar doğumsal veya kazanılmış olabilir. Kazanılmış olanlar genellikle ateroskleroza bağlı meydana gelir (46). Koroner ÇKBT anjiyografi ile anevrizmanın tüm özellikleri hakkında yeterli bilgiye ulaşılabilir. ÇKBT, anevrizmanın büyüklüğünün, yerleşiminin ve içeriğinin değerlendirilmesine, hızlı ve doğru tanımlanmasına imkan sağlar. Özellikle büyük anevrizmalarda tanının konması ve diğer mediastinal kitlelerden ayrımı önemlidir. Çünkü olası tanısız bir girişim ölümcül sonuçlar doğurabilir (47). Aksiyel görüntüler tanısız bilgi sağlarken üç boyutlu görüntüler ve hacim görüntüleri, anevrizmanın büyük damarlar ve kalp duvarı arasındaki ilişkisini göstererek operasyon öncesi değerli bilgiler sağlayabilir (46).

### **d) Seyir Anomalileri**

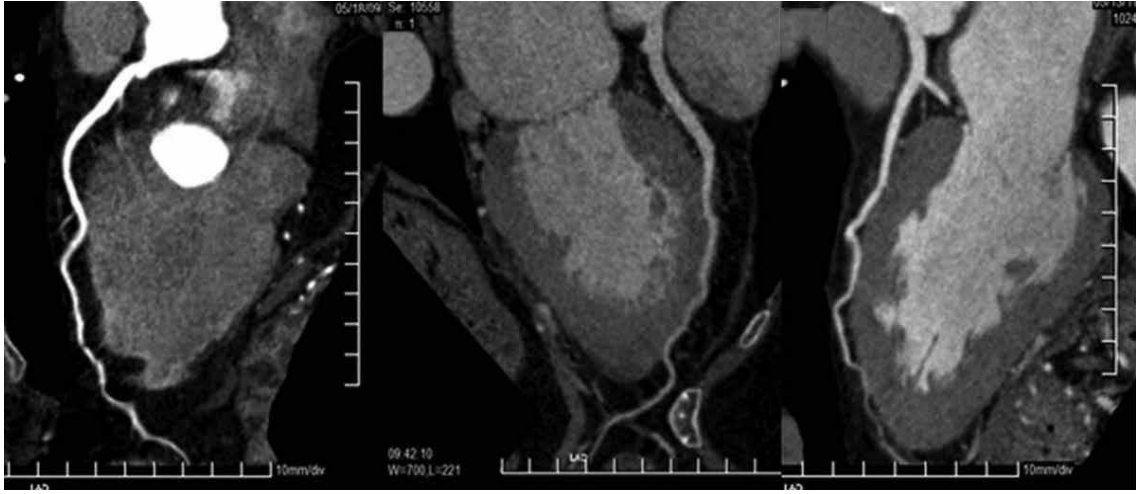
#### **Miyokardiyal Köprüleşme**

Normal koroner arterler epikardiyal yağ tabakası içerisinde seyrederekler. Bu seyir sırasında bazen segmental olarak miyokart içerisine girerler ve miyokardiyal seyir gösterirler. Bu durum miyokardiyal köprüleşme olarak adlandırılır. (Şekil 12)

Koroner arter doluşunun %80'inin diastolde olduğu göz önüne alınırsa miyokardiyal köprüleşmenin miyokarda iskemiye neden olamayacağı teorik olarak düşünülebilir. Ancak tipik anjina pectoris tanımlayan olguların bir kısmında miyokardiyal köprüleşme dışında patoloji saptanmaması bu teorik yaklaşımı tartışılır kılmış ve miyokardiyal köprüleşmeye bağlı sistolik daralma % 50'den fazla ise miyokarda iskemi oluşabileceği ileri sürülmüştür (48).

ÇKBT ile koroner arterin miyokard içindeki seyri ve komplet veya inkomplet olup olmadığı anatomik olarak göstermek mümkündür. İnvaziv anjiyografide saptanma sıklığı %0.5-2.5; ÇKBT anjiyografide saptanma sıklığı % 3.5-38.5 arasında değişmektedir. Miyokardial içerisinde seyreden koroner arter segmenti 5-50 mm arasında, damarı örten miyokard kalınlığı ise 1-6 mm arasında değişebilir.. ÇKBT ile çok düzlemde yapılan reformat görüntülerle miyokardial köprüleşme varlığını, uzunluğunu ve damarı örten miyokard kalınlığını göstermek mümkündür. Miyokardial köprüleşmenin, proksimalinde kalan arter segmentinde ateroskleroza başlatabileceği veya ilerlemesini hızlandırabileceğini ve bu nedenle anjina ile başvuran genç hastalarda akılda tutulması gerektiği bildirilmiştir (49, 50).

Miyokardial köprüleşme çoğunlukla asemptomatik olabilmekle birlikte göğüs ağrısı, aritmi, enfarkt veya ani ölüm bildirilmiştir (49).



**Şekil 12:** a-c. MIP görüntülerde LAD'da derin tipte (a), uzun segment miks tipte (b) ve aynı olguda hem derin hem de yüzeysel tipte (c) miyokardiyal köprüleşmeler görülüyor.(13)

## 2.2. KORONER ARTER HASTALIĞI

### 2.2.1. Arterlerin Yapısı ve Ateroskleroz

İnsan vücudundaki arterler, tunika intima, tunika media ve tunika adventisya olmak üzere üç tabakadan oluşmuştur. Tunika intima lümen ile arter duvarı arasında bir bariyer görevi yapan en içteki tabakadır. Bazal membran üzerine yerleşmiş tek sıra endotel hücrelerinden meydana gelir. Yeni doğanda bu tabaka sadece birkaç mikrometre ( $\mu\text{m}$ ) kalınlığındayken erişkin yaşta 100 mikrometrenin üzerine çıkabilir. Tunika media arter tonusunun sağlanmasında görev alan düz kas hücrelerinden zengin tabakadır. Tunika media, arter duvarının en geniş tabakasıdır. Düz kas hücrelerinin katmanlar halinde organize olmasıyla oluşmuştur. Bu tabakalı yapı, tek katlı düz kas hücre tabakasının elastik liflerden oluşan bir kılıf ile sarılması ile meydana gelir. Tunika adventisya ise bağ dokusu elemanlarından zengin bir tabaka olup arteriyel yapıyı diğer organlara birleştirir. Adventisya tabakası, media tabakasının üst kısmını kaplar, bitişik organ ve dokularla aynı stromayı paylaşır. Kollagen ve elastin liflerinden oluşur, media tabakasına yakın olan iç kısımları daha fibroz ve sıkı, dışa doğru ise daha gevşek bir yapıdadır. Fibroblastlar, mast hücreleri, adipositler, sempatik sinir uçları, lenf ve kan damarları adventisya tabakasının yapısında bulunur. Adventisya içerisinde seyreden ve vazovazorum olarak bilinen küçük vasküler yapılar, kalın media tabakasına sahip damarlarda, düz kas hücre tabakalarının lümene uzak olan dış kısımlarının beslenmesini sağlar.

İntimal kalınlaşma, bağ dokusu lifleri (tip I ve tip III kollagen), proteoglikanlar ve mezenkimal hücrelerdeki artış nedeniyle meydana gelir. İntimal kalınlaşmanın, damar lümenindeki hasar verici zorlanmalara karşı gelişen bir yanıt olduğu düşünülmektedir. İntimal kalınlaşmanın daha çok arteriyel dallanma bölgelerinde olması, bu tezi desteklemektedir. Vasküler stresin zirveye ulaştığı, türbülant akıma maruz kalan bu dallanma bölgelerinde, endotel tabakasının geçirgenliği, media tabakasındaki düz kas hücrelerinin organize yapısının bozulması ve proliferasyon artmıştır. İntimal kalınlaşmanın ateroskleroz için bir zemin olup olmadığı henüz bilinmemekle birlikte koroner arterler, karotid bifurkasyon ve aortadaki eksantrik intimal kalınlaşma bölgeleri ile aterosklerotik lezyonların yerleşme yerlerinin benzerliği

ve aterosklerozun vasküler zorlanmaya kronik olarak maruz kalan bölgelerde daha fazla geliştiği görülmektedir (51).

Ateroskleroz öncelikle tunika intimadan başlar. İntima tabakasının endotel ve subendotelyal bölgelerinde lipid birikimi, inflamatuvar hücre infiltrasyonu ve değişik derecelerde fibrozis gelişir. Ateroskleroz, arterlerin duvarını düzenli bir şekilde tutmaz; fokal tutulum özelliği gösterir. İleri evrelerde çeşitli lezyon tipleri bir arada görülse de, ateroskleroz birbirinden ayrı intimal plaklar ile karakterizedir. Ekstraselluler lipid, köpüksü sitoplazması olan hücrelerdeki lipid ile düz kas hücrelerinin ürettiği kollajen gibi bağ dokusu elemanlarından oluşan plak içeriği, plaktan plağa farklılık gösterir. Ateroskleroza bağlı oluşan klinik semptom ve bulgular ise plak gelişimi, olgunlaşması ve plak boyutlarındaki artıştan ziyade oluşmuş plakların dejenerasyonu, plakta fissur gelişmesi ya da plak rüptürü gibi plağa bağlı komplikasyonlarla ilişkilidir. Damar duvarının lipid içeriğe karşı verdiği inflamatuvar yanıt ya da tamir cevabı aterosklerotik plağın vazgeçilmez bir bileşenidir (52).

Ateroskleroz, aortadan koroner arterlere kadar değişen büyüklükte sistemik arterlerin etkilendiği kronik bir hastalıktır. Erken yaşlarda başlayıp uzun yıllar boyunca klinik olarak sessizce ilerleyen koroner arter hastalığı arterlerin kronik inflamatuvar bir hastalığıdır (51).

### **2.2.2. Aterosklerozun Histopatolojik Derecelendirilmesi**

AHA tarafından ateroskleroza ait histolojik lezyon tipleri ile görüntüleme bulguları ve klinik yansıması arasında bir korelasyon kurulmaya çalışılmıştır. Koroner ateroskleroza bağlı morbidite ve mortalite esas olarak komplike lezyonlara bağlıdır.

Tip I lezyon; başlangıç lezyonu olup makrofaj sayısında bir artışa neden olacak kadar aterojenik lipoprotein ve dağınık makrofaj köpük hücrelerinin oluşumunu içerir. Diğer lezyon tiplerinde olduğu gibi, bu değişiklikler arterlerin intimal kalınlaşma olan lokalizasyonlarında daha belirgindir.

Tip II lezyon; esas olarak makrofaj köpük hücresi ve lipid yüklü düz kas hücresi tabakalarından oluşur ve yağlı çizgilenmeler denilen lezyonları içerir. Lipid yüklü



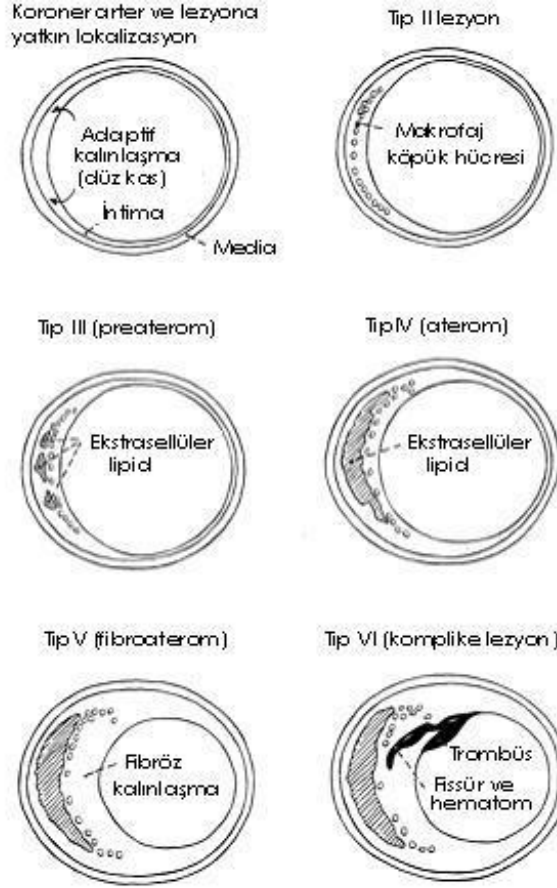
köpük hücrelerinin sağlam endotel altında bölgesel kümelenmelerinden oluşan yapıya ‘yağlı çizgilenmeler’ denir.

Tip III lezyonlar; tip II ve IV arasındaki ara formdur. Tip II’deki lipid yüklü hücrelere ilaveten az miktarda dağınık ekstrasellüler lipid kümeleri içerir. Tip I-III lezyonlar daha ileri lezyonların öncülleridir ve klinik semptomlara yol açmazlar.

Tip IV lezyonlarda ise intimada yaygın fakat iyi tanımlanan bir bölgesinde yoğun ekstrasellüler lipid birikimi vardır. Bu tip lipid birikimine lipid çekirdek adı verilir. Bu tip lezyonlarda lezyon yüzünde defekt ya da trombüs izlenmez. Bu tip lezyonlara aterom adı verilir.

Tip V lezyonlar yoğun fibröz bağ dokusu birikiminin olduğu lezyonlardır. Bu tip lezyonlar tip Va lezyonlar olarak da adlandırılır. Tip Va lezyonlar lipid çekirdek ve onu çevreleyen düzensiz ince fibroz bağ dokusundan oluşur ve buna fibroaterom denir. Tip Vb lezyon ise lipid çekirdek ve lezyonun diğer kısmının kalsifiye olduğu lezyon tipidir. Lipid çekirdeğin olmadığı ve lipid içeriğinin çok az olduğu lezyon tipine ise tip Vc (fibrotik) lezyon denilir. Büyük miktarda kalsiyum içeren lezyonlarda fibröz bağ dokusu içeriği de artmıştır. Ölü hücre kalıntılarının ve ekstrasellüler lipid içeriğinin yerine mineral depozitleri birikir. Kalsifik lezyonlar tip VII lezyon olarak da isimlendirilir. Tip V lezyonlarda değişik oranlarda lümen daralması vardır ve darlık derecesi genellikle tip IV lezyonlardan fazladır.

Tip VI lezyonlar ise komplike olmuş plaklardır. Ateroskleroza bağlı morbidite ve mortalitenin en sık nedeni tip IV ve V lezyonların yüzeyinde çatlama (VIa), hematom-hemoraji (VIb) ve trombüs (VIc) gelişmesidir. Bu lezyonlara komplike lezyonlar denir (52, 53).



**Şekil 13:** Aterosklerotik lezyon sınıflaması

Her zaman küçük ve klinik olarak sessiz olan tip I ile III arası lezyonlar hariç, tip IV ile VI arası lezyonların bileşimi, boyutu, lümen obstrüksiyonunun derecesi ve klinik bulgular arasında kesin bir korelasyon yoktur. Bu nedenle tip IV ile VI arası lezyonlar bir arterde ciddi klinik olaya neden olacak kadar arteri daraltabilir veya aynı histopatolojik kategorideki lezyonlar anlamlı bir lümen obstrüksiyonuna yol açmadan varlığını sürdürebilir.

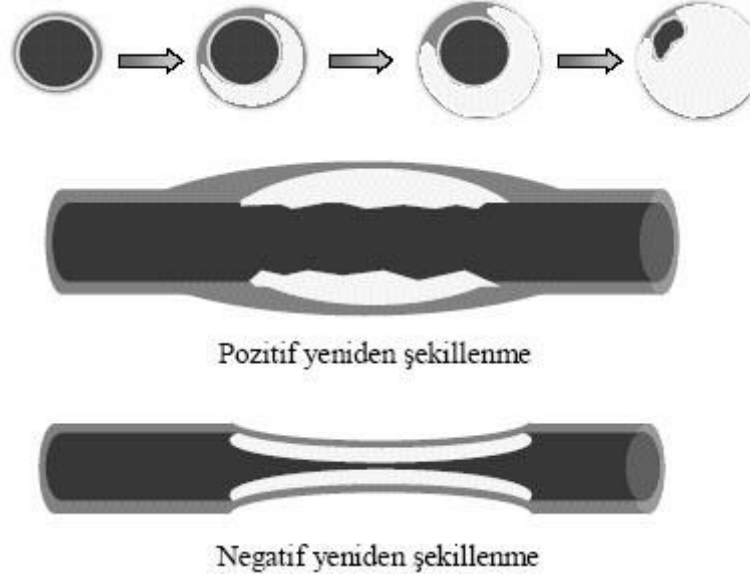
Çok sayıda çalışma, klinik bulguların ve fatal sonuçların en sık tip VI lezyonlarla ilişkili olduğunu göstermiştir. Tip VI histolojisi için kriterler yüzey defekti, hematoma veya trombozdan biri veya daha fazlasını içerir. Bu üç süreç sıklıkla birbirleri ile ilişkilidir. (54)

Aterosklerotik bir plağın lipid kitlesinin üzerini kaplayan fibröz şapka, herhangi bir kapsül gibi rüptüre olabilir. Fibröz şapkanın rüptürü trombojenik materyalin arter lümeni ile teması anlamına gelir ve bu durum kanda trombosit agregasyonunu ve koagülasyonu başlatır. Bu trombotik değişiklikler doku faktörü tarafından pıhtılaşma zincirinin aktivasyonundan kaynaklanır ve tromboz trombositlerin etkileşimi ile yayılır. Trombosit aktivasyonu ve trombin oluşumu ile birlikte trombojenik plak içeriğinin lümene atılması ani oklüzyon ile sonuçlanır.

Yaygın kabul görmüş olan aterosklerotik ölüm kavramı, otopsilerden elde edilen morfolojik verilere ve klinik anjiyografik çalışmalara dayanmaktadır. Anjiyografik çalışmalarda yüzey düzensizliklerinin varlığı plak rüptürü lehine yorumlanmaktadır. Ani koroner ölüm patoloji çalışmalarında vakaların %73'ünde tromboz ile ilişkili plak rüptürü bulgusu gösterilmiştir. Kalan vakalardan %8'inde plak içi fibrin birikimi ve hemoraji ile birlikte plak fissürü bulunurken, sadece %19'u trombüs bulgusu göstermemiştir (55).

### **2.2.3. Vasküler Remodeling**

Vasküler remodeling, damar duvarının kronik dış uyaranlara karşı kendine yeniden şekil vermesidir. Ateroskleroza bağlı remodellingde iki farklı tür vardır. (Şekil 14) Birincisi pozitif remodeling olup bu durumda aterosklerotik plak, lipid yükü daha fazla ve daha büyük bir yapıda olmasına karşın damar duvarının dışına doğru genişler, bu nedenle damar lümeni çapında bir azalma olmaz. Pozitif remodelinge sebep olan plaklar, kardiyovasküler komplikasyonlar açısından daha tehlikeli olan plaklardır ve belirgin bir lümen kaybı oluşturmadıkları için anjiyografik incelemelerde sıklıkla gözden kaçırılır. İkincisi negatif remodeling olup aterosklerotik plak, hacmi az olsa bile damar duvarından lümene doğru genişler ve lümeninde stenoza yol açar. Negatif remodelinge neden olan aterosklerotik plaklar belirgin lümen kaybı ile karakterizedirler ve stabil anginal şikayetlere neden olurlar (56).



Şekil 14: Pozitif ve negatif yeniden şekillenmenin şematik gösterimi

Akut iskemik sendromların çoğunluğu, hemodinamik olarak önemli bir semptom oluşturmayan hafif ve orta dereceli aterosklerotik darlıklardan kaynaklanır. Koroner arter cerrahisi çalışmasında akut koroner olayların büyük çoğunluğunun damar duvarındaki % 70'den daha az darlık oluşturan plaklardan kaynaklandığı gösterilmiştir (57).

#### 2.2.4. Ateroskleroz İçin Risk Faktörleri

Dünyanın değişik ülkelerinde yapılan epidemiyolojik çalışmalar, ateroskleroz sıklığı, gelişimi ve ilerlemesinin, yaş, cinsiyet, yaşam biçimi, beslenme alışkanlıkları ve genetik faktörler ile ilgisinin bulunduğunu ortaya çıkarmıştır (58, 59). Framingham Heart Study ve benzer bağımsız çalışmalar, kardiyovasküler hastalıklar için risk faktörleri kavramını desteklemiştir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda kardiyovasküler hastalık risk faktörleri iki başlık altında değerlendirilmiştir:

**A) Değiştirilmeyen risk faktörleri:** Yaş, cinsiyet, ailevi erken ateroskleroz varlığı (genetik).

**B) Değiştirilebilir risk faktörleri:** 1) Major risk faktörleri: Hiperlipidemi, hipertansiyon, diabetes mellitus, sigara kullanımı. 2) Minör risk faktörleri: Obesite, aterojenik diyet,

sedanter hayat, A tipi kişilik yapısı, yaşantıda psikososyal tansiyon ve emosyonel stresler.

Aşağıdaki tabloda klasik KAH risk faktörlerine ait düzeltilmiş Framingham skorlama puanları verilmiştir (Tablo 2). Bu puanların toplanması sonucu ortaya çıkan risk skoru ile KAH açısından risk kategorisi hesaplanmaktadır.

Sigara içme patogenetik olarak kolesterole bağlı bir risk faktörüdür ve diğer risk faktörleriyle aynı yönde etki ederek KAH riskini artırır. Sigaranın aterosklerotik değil trombojen olduğu yönünde güçlü kanıtlar vardır. Bundan dolayı sigaranın stabil anjina için değil miyokard infarktüsü için güçlü bir risk faktörü olduğu düşünülmektedir (60).

**Tablo 2.** Framingham skorlama ve risk kategorisi

Risk Faktörleri	Framingham Skorlama Puanları		Risk Faktörleri	Framingham Skorlama Puanları						
	Erkek	Kadın		Erkek	Kadın					
Yaş	<34	-1	-9	Total Kolesterol	<160	-3	-2			
					169-199	0	0			
	200-239	1	1							
	240-279	2	2							
	≥280	3	3							
	55-59	4	7		HDL					
	60-64	5	8	<35		2	5			
	65-69	6	9	35-44		1	2			
	70-74	7	10	45-49		0	1			
	Glukoz (plasma mg/dl)	<110	0	0	Kan Basıncı	50-59	-1	0		
110-126						1	2	≥60	-2	-3
>126						2	4	<120	0	-3
Sigara	Hayır	0	0	120-129		0	0			
				130-139		1	1			
				140-159		2	2			
				>160	3	3				
<b>RİSK KATEGORİSİ</b>				<b>10 YILLIK MI OLASILIĞI</b>						
<b>YÜKSEK</b>				<b>&gt;20</b>						
<b>ORTA</b>				<b>10-20</b>						
<b>DÜŞÜK</b>				<b>&lt;10</b>						

## 2.2.5. Koroner Arter Kalsifikasyonu ve Skorlama

### Koroner Arter Kalsifikasyonu

Koroner arter kalsifikasyonu koroner ateroskleroz varlığının kesin olarak göstergesidir. Elektron beam tomografi (EBT) ve ÇKBT koroner arter kalsifikasyon miktarını ve tespitini yapan noninvaziv tanı yöntemleridir. Yapılan çalışmalarda koroner arter kalsifikasyonu ile koroner aterosklerotik plak yükü arasında korelasyon bulunmuştur (61). Kalsifikasyon aterosklerotik plak gelişiminin herhangi bir evresinde izlenebilir. Küçük kalsifiye odaklar 2-3. dekada, yağlı çizgilenmelerin oluşumunu takiben gelişmektedir (62). Histolojik olarak hem stabil, hem de unstabil plakta bulunabildiği gösterilmiştir (63). Koroner arter kalsifikasyonu, kemiğin majör inorganik komponenti olan hidroksiapatit formunda kalsiyum fosfattır. Koroner arterlerde kalsifikasyon dejeneratif bir olay değildir; damar duvarındaki enflamasyon nedeniyle osteoblast benzeri hücrelerin migrasyonu sonucu sellüler kontrol altında gerçekleşen aktif bir olaydır. Kalsifiye plak, kemik iliği de dahil olmak üzere trabeküler kemiğin tüm elemanlarını içerir (64).

İntravasküler Ultrason (IVUS) ve histopatolojik çalışmalar, koroner arter kalsifikasyon (KAK) düzeyi ile toplam aterosklerotik plak yükü arasında güçlü bir ilişki olduğunu göstermektedir (63, 65). Rumberger ve ark. (66) yaptığı çalışmada EBT ile kantifiye edilen kalsiyumun histopatolojik total plak alanıyla lineer korelasyon gösterdiği ve korelasyon kat sayısının yüksek olduğu belirtilmiştir ( $r=0,9$ ). Toplam kalsiyum alanı, toplam aterosklerotik plak alanının %20'sini oluşturmaktadır (63). Dolayısıyla, KAK düzeyinin belirlenmesi sadece kalsifik plak yükünün değil, mevcut aterosklerotik hastalığın yaygınlığının ve non-kalsifiye plak yükünün de bir ölçüsüdür. Çalışmalar EBT ile kantifiye edilen koroner kalsifikasyon düzeyinin lüminal daralma düzeyi ile non-lineer korelasyon gösterdiğini işaret etmektedir (63, 67). Koroner arter kalsifikasyon alanı lüminal daralma düzeyiyle ilişkili olmakla birlikte, stenoz ciddiyetinin doğrudan derecelendirilmesi amacıyla kullanılamaz. Hem tıkaçıcı olan ( $>50\%$  darlığa yol açan), hem de tıkaçıcı olmayan plaklarda kalsifikasyon olabileceği için KAK düzeyi tıkaçıcı koroner arter hastalığı varlığını belirleme anlamında spesifitesi düşük (yaklaşık %40) bir yöntemdir (68). Bir başka deyişle, KAK varlığı

ateroskleroz varlığı anlamına gelir, artan KAK düzeyleri total plak yükünün yüksek olduğunun ve yaygın hastalık varlığının bir göstergesidir; ancak tıkaçıcı KAH olduğu anlamına gelmez. Bununla birlikte, koroner arterlerde kalsiyum yokluğu (sıfır skor)  $\geq$ %50 darlığı dışlama anlamında %98-100 gibi oldukça yüksek negatif öngörü değerine sahiptir (63, 68).

### **Koroner Arter Kalsifikasyonunun Görüntülenmesi**

Koroner arterlerde kalsifikasyonu görüntülemeye yönelik olarak EBT ve ÇKBT kullanılan iki yöntemdir.

EBT, yaklaşık 20 yıl önce sadece kardiyak incelemelere yönelik olarak geliştirilmiş bir cihazdır. Ventrikül anatomisi, fonksiyonu ve miyokardiyal perfüzyon hakkında da bilgi verebilmekle birlikte, en iyi bilinen fonksiyonu KAK'ın tespiti ve kantifiye edilmesidir (62).

Bilgisayarlı tomografi teknolojisinde, son yıllarda meydana gelen hızlı gelişmeler ÇKBT'nin koroner kalsiyumun tespiti ve kantifiye edilmesi için kullanımına imkan tanımış ve bu anlamda ÇKBT, EBT'nin yerini almıştır. Çok kesitli bilgisayarlı tomografi sistemlerinde prospektif elektrokardiyografi (EKG) gating yöntemi kullanılır. Bu yöntemde kalbi en hareketsiz fazında, erken diyastolde görüntülemek esastır. Bu amaçla Elektrokardiyografi'de (EKG) R dalgasına göre erken diyastolün zamanı belirlenir ve sadece bu dönemde şutlama yapılır. Prospektif gating kullanmanın amacı radyasyon maruziyetini en aza indirmektir. İncelemede intravenöz (İV) kontrast madde enjeksiyonu yapılmadan trakeal bifurkasyon düzeyinden kalp tabanına kadar olan bölge değerlendirilmeye alınır.

Amerikan Kalp Birliği kılavuzlarında, KAK çalışmalarında kullanılan cihazın sahip olması gereken minimum teknik donanım şu şekilde ifade edilmiştir (62):

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

Koroner kalsiyumu kantifiye etmek için en yaygın kullanılan skorlama yöntemi Agatston skorlamasıdır (69). Agatston skorlamasında  $\geq 3$  pikselde (en az 1 mm<sup>2</sup>) 130 Hounsfield Unit (HU)'dan yüksek dansite değerine sahip lezyon kalsifikasyon olarak tanımlanır. Kalsiyum alanı BT dansitesine göre belirlenen bir kat sayıyla çarpılır. Bu hesaplama her 3 mm'de bir yapılır. Agatston yöntemi 3 mm kesit kalınlığına göre tasarlanmış olduğu için, en doğru kullanımı bu kesit kalınlığında olmaktadır. Koroner arter kalsifikasyonu skoru tek bir koroner arter için belirlenebileceği gibi, bunların toplamı ile tüm koroner arteriyal ağaca ait skor da hesaplanabilir. Bu yöntemde, küçük kalsifik leyonlarda parsiyel volüm etkisi nedeniyle hatalı ölçüm yapılabilmektedir. ekim tekniğine bağlı olarak sonuçları değişkenlik gösteren, kesit kalınlığındaki minör değişikliklerden etkilenen bir yöntemdir (62). Ancak ilk tanımlanan ve uzun yıllardır en yaygın kullanılan yöntem olduğu için mevcut literatürdeki datadan faydalanma adına halen sık tercih edilmektedir. Callister ve ark. (70) tarafından geliştirilen volüm skor, belli bir eşik HU değeri üzerindeki lezyonun volümünü hesaplar. Bu yöntem, teknikten daha az etkilenmekte olup, kesit kalınlığından nispeten bağımsız, tekrarlanabilirliği daha yüksek bir yöntemdir. Bir de son yıllarda tanımlanan kütle skoru mevcut olup, total mineral içeriğini çekim tekniği, kesit kalınlığı ve uzaysal çözünürlükten etkilenmeden tespit edebildiği söylenmektedir. Her üç yöntem arasında tekrarlanabilirliği en yüksek skorlama yöntemi, kütle skoru olarak bildirilmiştir (62).



## **Koroner Arter Kalsiyum Skorunun Koroner Hastalıkla İlişkisi**

Koroner arter duvarında izlenen kalsiyum miktarı koroner plak miktarı ile ilişkilidir ve bu aterosklerozun kesin bir göstergesi olarak kabul edilmektedir (71). Yapılan klinik ve histopatolojik çalışmalarda aterosklerotik koroner arter hastalığı ile koroner arter kalsiyum skoru arasında güçlü korelasyon belirtilmiştir. Kardiyovasküler hastalık riskini belirlemede koroner arter kalsiyum skorunun saptanması önemli bilgiler vermektedir.

Agatston skoruna göre asemptomatik bireylerde risk kategorizasyonu yapılmıştır (63). (Tablo 3) Yaşın ilerlemesiyle birlikte koroner arterlerde kalsifiye plak yükü de artmaktadır. Koroner arter kalsifikasyonu prevalansı 2. dekada çok düşük bir düzeydeyken, 8. dekada hem kadın hem de erkekte %100'e çıkar. Erkeklerde KAK kadınlardan yaklaşık bir dekad önce ortaya çıkar ve erkeklerde KAK prevalansı bir dekad yaşlı kadınlarınki ile eşittir. 65-70 yaşlar arasında kadın-erkek arasındaki prevalans farkı büyük oranda ortadan kalkar (63). Benzer KAK skoru değerleri yaş ve cinsiyetten bağımsız olarak her hastada benzer koroner ateroskleroz yükünü temsil eder, fakat prognostik değer farklılık gösterir. Yani 40 yaşında kadın hastada KAK skorunun 100 olmasıyla, 60 yaşında erkek hastada 100 olması aynı prognostik değeri taşımaz. Genç kadın hastada prematür, hızlı ve agresif bir hastalık varlığı anlamına gelir (63). Yaşa ve cinsiyete göre KAK değerleri ile ilgili oldukça yoğun data mevcuttur. Janowitz ve ark. (72) tarafından 1898 asemptomatik kadın ve erkek hastada çalışma yapılarak KAK skoru için yaşa ve cinsiyete göre persentil değerleri tesbit edilmiştir. Mutlak skordan çok hastanın persentil aralığının prognozu belirleme açısından daha değerli olduğu savunulmaktadır. Ancak KAK skoru toplumlar arasında da değişkenlik göstermektedir(63). Sonuç olarak bu persentil tabloları kullanılacaksa, her toplumun kendi persentil aralıklarını belirleyerek onları referans alması daha doğru bir yaklaşım olacaktır.

**Tablo 3:** EBT ile kalsiyum skorlamada Agatston skoruna göre önerilen risk sınıflaması

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

KAK skoru, KAH yönünden yüksek duyarlılık ve negatif öngörü değerine sahiptir. Ancak obstrüktif hastalığı tespit etme anlamında duyarlılığı düşüktür (68). Semptomatik hastada, anjiyografide anlamlı düzeyde darlık varlığını dışlama anlamında başarılıdır. Budoff ve ark. (68) negatif (sıfır) skor ile anjiyografik olarak anlamlı darlık yokluğu arasında yüksek korelasyon tespit etmişler ve negatif prediktif değerini %98 olarak bulmuşlardır. Dolayısıyla KAK skora, semptomatik hastada konvansiyonel anjiyografiden önce filtre olarak kullanılabilir. Sıfır skor, invazif anjiyografiye yönlendirme gerekliliğini ortadan kaldırır. Ayrıca prognostik değer anlamında stenoz düzeyi değil, hastalığın yaygınlığı daha önemlidir. Dolayısıyla, KAK skora semptomatik hastada da ileride koroner olay meydana gelme olasılığını belirlemede faydalıdır. Bu hasta grubunda da bağımsız prognostik değere sahiptir (73). Tipik anjinası veya komplike diyabeti olan hastaların stenotik koroner arter hastalık olasılığı yüksek olduğundan, iskemi araştıran testlere yönlendirilmesi gerekir. Ancak, atipik göğüs ağrısı varlığında, ağrının kardiyak nedenli olduğunu belirlemek için, KAK

skorlama yapılması ve yüksek skorlu hastaların stres testlere yönlendirilmesi daha doğru bir yaklaşımdır (74).

### **2.2.6. Aterosklerotik Plakların Tomografik Morfolojisi**

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

1. 10 mm'ye kadar olan plaklar diskret plak,
2. 10–20 mm arası plaklar tübüler 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.

Plaklar tek (soliter) veya çok (multipl) olabileceği gibi yine aynı anda farklı evrelerde (preaterom, aterom, fibroaterom) ve farklı morfolojide (soft, miks, kalsifik) olabilirler. Ayrıca damarın sadece bir kısmında yani ekzantrik, ya da koroner damarı çepeçevre saran konsantrik tarzda bulunabilirler (75). ÇKBT ile plak morfolojisinin tanımlanması oldukça önemlidir. Çünkü düzensiz lezyonlarda, plakta fissür oluşumu, rüptür, trombosit ve fibrin birikimi sıkça izlenmektedir. Kompleks ve düzensiz özellikte plaklar, unstabil koroner sendroma yol açarken; düzgün yüzeyli plaklar daha çok stabil anjina ile birlikte dir.

### **2.2.7. Koroner Arter Stenoz Sınıflaması**

BT anjiyografi koroner arter stenoz derecelemesinde %0, %1-49, %50-74, %75-99, %100 gibi aralıklar kullanılmaktadır (Tablo 4) (76). Koroner arterlerin özellikle distalde belirgin ince kalibrasyonda olması ve kalp hareketlerine bağlı gelişen pulsasyon artefaktları nedeniyle stenoz sınıflamasında net sayılar vermek yerine aralıklar kullanılmaktadır. (77). Belirlenen stenoz alanı birbirine dik iki planda değerlendirilerek plak karakterizasyonu ve darlık oranı belirtilmelidir.

**Tablo 4:** Koroner Arter Stenoz Sınıflaması

	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 YÖNTEMLERİ**

### **2.3.1. İnvaziv Koroner Anjiyografi**

İnvaziv koroner anjiyografi, koroner arterlerin görüntülenmesinde altın standart yöntemdir. En önemli avantajı girişimsel uygulamalara da imkan tanıyan bir yöntem olmasıdır. Periferik bir arterden yerleştirilen kateterin koroner arter orijinine kadar ilerletilmesi ve kateter içerisinden verilen radyopak maddeler ile x-ray altında koroner arter lümen ve anatomisinin radyografik olarak görüntülenmesi yöntemidir (78). İnvaziv koroner anjiyografi esas olarak tıkaçıcı koroner arter hastalığının tanısında ya da klinik olarak doğrulanmışsa tedavi yöntemine karar vermede kullanılır.

Giriş yeri olarak en sık kullanılan damar femoral arterdir. Sol ve sağ koroner arterler ve sol ventrikülün kateterizasyonunun yapılması için farklı kateterler vardır. Bunların içinde en yaygın kullanılanı judkins kateterleridir. Kateterizasyon sırasında dikkat edilmesi gereken temel esaslardan biri, hangi çeşit kateter olursa olsun kateter ancak içinde bir J-uçlu klavuz tel varken arter içinde ilerletilmelidir. Bunun için başarılı arteryel ponksiyonun ardından J-uçlu klavuz tel, floroskopi altında torasik aortaya kadar ilerletilir ve daha sonra kateter bu telin üzerinden ilerletilir. Telin ucu daima kateterin distalinde 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. Kateterin ucu basınç manifolduna bağlanır.

Floroskopide görmeden kateter manipulasyonu yapılmamalıdır (78). İKA'da kontrast madde 2-4 ml/sn hızla bolus olarak koroner artere verilir. Genellikle kalp hızı 95'i geçmedikçe 30 kare/sn hızla, yüksek kalp hızında 60 kare/sn hızla görüntü alınır. Geometrik rezolüsyonu yaklaşık milimetrede 5 çizgi çiftidir. Radyasyon ekspozuru tanısal işlemlerde yaklaşık 5 mSv olup girişimsel işlemlerde ise yaklaşık 15 mSv'dir (79).

Anjiografide temel amaç; ana koroner arterleri ve dallarını görüntülemektir. Aynı zamanda koroner arter hastalığı varsa tedavi planına yönelik olarak damar dallanmaları, yan dal orjinleri, ciddi lezyon bulunan bölge proksimali ve lezyonların uzunluk, kenar düzensizliği gibi karakteristik özellikleri mutlaka görüntülenmelidir. Rutin koroner anjiografide ana koroner arterlerin orjinleri ve seyri ile bunların yan dalları, en az iki planda görüntülenmelidir. İnvaziv koroner anjiografi, koroner arter görüntülemesi dışında intrakoroner stent yeleştirilmesi, anjioplasti ve intrakoroner lizis gibi farklı tedavi seçenekleri amacıyla da kullanılabilir (80).

Her invaziv işlemde olduğu gibi koroner anjiografi yapılan hastalar için de bazı riskler söz konusudur. Anjiografiyi yapan uzmanın becerisi, klinik semptomların stabilitesi ve koroner hastalığın yaygınlığı bu risklerin önemli belirleyicileridir. En önemli komplikasyonlar inme, miyokart infarktüsü ve ölümdür. Koroner anjiografi mortalite oranı %0,007 ile %0,1 arasında değişmektedir. Yine bu oranlar tek damar hastalığında %0,05, iki damar hastalığında %0,07, üç damar hastalığında %0,12 ve sol ana koroner darlıklarında %0,8 olarak saptanmıştır (81, 82). Komplikasyonlar genel ve lokal olarak sınıflandırılabilir. Kontrast madde reaksiyonları, emboli, sepsis, vagal inhibisyon, miyokart infarktüsü (%0,05), ritm bozuklukları (%0,38) ve nörolojik olay (%0,07) genel komplikasyonlardır (83). Lokal komplikasyonlar ise hemoraji ve hematoma, oklüzyon, psödoanevrizma, arteriyovenöz fistül, perivasküler veya subintimal kontrast madde enjeksiyonu, lokal tromboz, vazospazm ve lokal enfeksiyondur (84).

İnvaziv koroner anjiografi, koroner arterlerin lümen içi değerlendirmesini sağlar fakat arter duvarlarını doğrudan gözleyemediği için kısıtlı bir incelemedir. Bu işlem lümen daralması oluşmadan önceki erken KAH hakkında bilgi vermez (80). İKA, KAH varlığında lümen çapını, stenoz miktarını ve lümen düzensizliğini yüksek rezolüsyon ile

gösterir. Ancak aterosklerotik plağın; rüptürü veya rüptür eğilimi, histopatolojik özellikleri ve kompozisyonu hakkında bilgi vermez. Stenoz miktarı stenotik segmentin normal segmente oranlanması ile belirlenir, ancak diffüz aterosklerotik KAH'da stenoz miktarı normal segmentin olmaması durumunda normalin altında tahmin edilebilir. Ek olarak plaklar lümen dışına doğru yer değiştirdiğinde (pozitif remodeling) lümen çapı önemli KAH'a rağmen normal izlenebilir. Bunların yanında floroskopik görüntüleme rezolüsyonunun sınırlı olması, damar içi trombüs ya da plak içi kalsifikasyon gibi 0.2 mm'den küçük yapıların görüntülenememesi, koroner arterlerin her kalp siklusunda yaptığı hareketlerin değerlendirmeyi etkilemesi koroner anjiyografinin sahip olduğu diğer sınırlılıklardır (85).

### **2.3.2. İntrakoroner Ultrasonografi**

Kateter anjiyografi eşliğinde küçük bir ultrason transdüserinin kateter ucuna yerleştirilerek damar duvarından ve aterosklerotik plak seviyesinden gerçek zamanlı kesitsel görüntü elde etme yöntemidir (86). Küçük çaplı ultrason kateterleri yardımıyla koroner lezyonların perkütan girişimler öncesinde rahatlıkla incelenmesi mümkün hale gelmiştir. İntravasküler ultrason görüntüleme için çapı 2,9–3,5 French (F) arasında değişen, 20-40 MHz transduser içeren kateterler kullanılmaktadır. Kateterle alınan görüntüler intravasküler ultrason konsolunda gerçek zamanlı incelenebilir ya da daha sonra değerlendirme yapmak üzere kayda alınabilir.

İnvaziv koroner anjiyografi, kontrast madde ile koroner arter lümeninin doldurulmasını takiben aterosklerotik lezyonun lümen ile ilişkisini dolaylı olarak gösterirken, intrakoroner ultrason doğrudan damar duvarı, plak ve lümen hakkında bilgi vermekte, ateromun büyüklüğü, yapısı ve yaygınlığı saptanabilmekte, lezyon ve referans segmentlerinde kesin ölçümler yapılabilmektedir (78). İntrakoroner ultrasonografi; plak boyutu, plakların lipid, fibröz ve kalsifik materyal açısından içeriği ve lümen çapının değerlendirilebilmesini sağlamaktadır (87). İnvaziv koroner anjiyografi teknikleri ile aterosklerozun ciddiyetini değerlendirmenin zor olduğu yaygın hastalıklı segmentlerde, bifurkasyon noktalarında, ostiyal bölgelerde ve ekzantrik yerleşimlerde, tomografik görüş açısına sahip ultrasonun avantajı büyüktür (88).

İntrakoroner ultrasonografinin yüksek derecede invaziv oluşu, değerlendirmenin proksimal koroner arterler ile sınırlı oluşu ve pahalı olması nedeniyle klinik rutin kullanıma girememiştir.

### **2.3.3. 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. "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 bulunmayışıdır (89). 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 (90). 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 (89). EBT ile koroner arterler kardiak siklusun seçilen bir fazında prospektif olarak görüntülenir. Üç büyük koroner arterin hareket paterni kardiak 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) noniyonik 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 (91).

#### **2.3.4. Manyetik Rezonans Anjiyografi**

MRA'da iyonizan radyasyon ve kontrast madde kullanılmaması önemli 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. Stenoz tespitinde İKA 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 (92). Aterosklerotik plak karakterizasyonu MRG ile farklı sekanslardaki değişik sinyal özellikleri ile yapılabilmektedir. Kompleks aterosklerotik lezyonların (fibröz kep, lipid kor, kalsiyum ve hemoraji) komponentlerinin belirlenmesi konusunda son zamanlarda yapılan başarılı çalışmalar vardır (93). Koroner MR görüntüleme seçilmiş hasta popülasyonlarında, koroner arter anomalilerinin saptanması ve karakterize edilmesinde, koroner arter anevrizmalarının değerlendirilmesinde ve bypass-greft patensini değerlendirmek amacıyla günümüzde klinik kullanımda yerini almıştır (94). Uzun inceleme zamanları ve yetersiz uzaysal rezolüsyon gibi dezavantajları koroner arter hastalığı şüphesi olan hastalarda kullanımını kısıtlamaktadır.

#### **2.3.5. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi**

1963 yılında Alan Cormak tarafından teorize edilen bilgisayarlı tomografi, 1970'li yıllarda görüntülemeye girdikten sonra teknolojik gelişmelere paralel olarak büyük bir değişim göstermektedir (95). Birinci nesil cihazlarda tek dedektör kullanılıyordu. Tüp bir derece dönüyor, veri işleniyor ve tekrar bir derece dönüş yapıyordu. Bu işlem tüp ve dedektör 180 derece dönene kadar tekrarlanıyordu. Bu 180 derecelik tek bir dönüşün tamamlanması yaklaşık 4.5 dakika almaktaydı. İkinci nesil BT'lerde üç X-ışını demeti ve birden fazla sayıda dedektör sistemi bulunmakta olup yine tüp ve dedektör 180 derece dönene kadar tekrarlanıyordu. Birinci nesil cihazlara



göre üç kat daha hızlı tarama zamanı elde etmenin yanı sıra aynı anatominin birden fazla dedektörce izlenmesi sayesinde ayrıntıda artış sağlanmıştı. Üçüncü nesil BT'lerde kolime edilmiş X- ışını demetinin yelpaze şeklinde olması ve karşısında ışın demetini gören çok sayıda dedektör kullanılmasıdır. Ayrıca dönüş açısı 360 dereceye çıkarılmıştır. Dördüncü nesil cihazlarda gantri boşluğunu 360 derece çevreleyen çok sayıda dedektör kullanılmaktadır. Bu cihazlarda dedektörler sabittir ve hasta çevresinde sadece x ışını tüpü döner. İki tip olarak tanımlanmıştır. Nutating ring dedektörler ve spiral slip ring dedektörler. Nutating ring dedektörlerde tüp dedektör halkasının dışındadır. Tüp döndükçe dedektörler önünde hareket etmiş olur. Spiral (helikal) ring sistemler 4. nesil geometrisinde kullanılmakla birlikte 3. nesil sistemlerde de görülebilmektedir. Bu sistemde kablo sınırlaması olmaması nedeni ile tüp hareketi süreklidir. Beşinci nesil cihazlarda tüp ve dedektör hareketi ortadan kaldırılmıştır. Gantri çok büyük bir x-ışını tüpü haline getirilmiştir. EBT olarak adlandırılan bu sistem bir süre devreye girdikten sonra multidedektör BT geliştirilmiştir (95). 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 geliştirilmiştir. 1993'te gerçek zamanlı BT'nin kullanıma sokulmasıyla BT floroskopi altında biyopsi işlemlerinin yapılabilmesi, damar yapıları ya da organlar içindeki kontrastlanmanın monitorizasyonu (otomatik bolus yakalama programları) olanaklı hale gelmiştir. Gantri rotasyon zamanlarının 1 sn'nin altına inmesi 1995'te mümkün olmuştur. 1998 yılında da ilk ÇKBT sistemleri kullanıma girmiştir. Günümüzde ise gantri rotasyon zamanı hala geçerli olan 0,30 saniye'ye indirilmiştir (96).

Tüpün hasta etrafında bir dönüşünde tek kesit alabildiği önceki helikal (spiral) bilgisayarlı tomografi sistemlerinden farklı olarak, ÇKBT'de bir rotasyonda 4 veya daha fazla sayıda (8, 16, 32, 40, 64, 256, 320) kesit almasına olanak veren z ekseni (hasta masası yönü) boyunca dizilmiş çok sıralı dedektör sistemi vardır (97, 98). 2001 yılında 8-kesitli, 2002 yılında 16-kesitli, 2004 yılında 64-kesitli, 2006'da çift tüplü 64- kesitli, 2007'de 256-kesitli ve 2008'de 320-kesitli BT'ler klinik kullanıma girmiştir (99). Çok kesitli bilgisayarlı tomografi teknolojisindeki gelişmeler uzun mesafeleri kısa sürede ve ince çözünürlükte görüntülemeyi mümkün kıldığından, ÇKBT anjiyografi 1998'den beri koroner arter sistemi dışındaki vasküler yapıların görüntülenmesinde kullanılmaktadır. Kalbin hareketli bir organ olması nedeniyle ÇKBT'nin koroner

arterleri görüntülemeye kullanılabilmesi ancak bu cihazlara EKG tetiklemenin birleştirilmesinden sonra mümkün olmuştur (100).

### **2.3.5.1. ÇKBT Fiziği ve Fizik Gelişmelerinin Görüntü ve Tarama Parametrelerine Etkisi**

#### **a) Temporal Çözünürlük**

Temporal çözünürlük, görüntü rekonstrüksiyonu için gerekli tarama verilerinin elde edilmesi sırasında harcanan zamandır ve bu süre gantri rotasyon süresinin yarısına eşittir. ÇKBT için temporal çözünürlük tarayıcının tek bir gantri rotasyonunu tamamlama süresine bağlıdır. Bununla birlikte kısmi tarama yöntemlerinin kullanılması ile yaklaşık 240 derecelik gantri rotasyonu sonucu elde edilen verilerden yeniden görüntü oluşturulabilir. Temporal çözünürlük düşük kalp hızlarında optimal görüntü sağlar. Yüksek kalp hızlarında bulanıklaşma ve basamak artefaktları ortaya çıkar (101). Yüksek kalp hızlarında temporal çözünürlük birden fazla kalp siklusuna ait veriler toplanarak artırılabilir. Buna 'multisegment' veya 'multisektör' rekonstrüksiyon adı verilir.

#### **b) Uzaysal Çözünürlük**

Uzaysal çözünürlük birbirine komşu iki yapının ayırt edilebilme gücünü gösterir. Koroner arterlerin lümen genişlikleri proksimalde 2-4 mm arasında, distalde 1 mm civarındadır. Koroner arterlerin kalp yüzeyinde seyrettikleri planlar da farklılık arz etmektedir. LAD aksiyel plana hemen hemen paralel seyir gösterirken RCA ve LCX aksiyel plana dik seyir gösterirler. Hem çaplarının bu denli küçük olması hem de kalp yüzeyindeki karmaşık seyirleri sebebiyle koroner arterlerin değerlendirilebilmesi üst düzeyde bir uzaysal çözünürlük gerektirir (62,102). Koroner arterlerin görüntülenmesinde altın standart kabul edilen konvansiyonel anjiografinin uzaysal çözünürlüğü 0,2x0,2 mm'dir (103). Bu değer EBT için 0,7x0,7x3 mm, 4 dedektörlü BT için 0,6x0,6x1mm, 16 dedektörlü BT için 0,5x0,5x0,6 mm ve 64 dedektörlü BT için 0,4x0,4x0,4'dür. (104, 105, 106,107).

### c) Gantri Rotasyon Süresi ve Kısalması

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 mevcut 64 dedektörlü ÇKBT sistemleri ile ulaşılmış en ileri nokta 0.33 sn olup temporal rezolüsyon 165-250 ms'ye düşürülmüştür (103). 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 EKG tetikleme ile birlikte, koroner arter kalsiyum skorlama ve koroner arter BT anjiyografi gibi kardiyak uygulamaların yapılabilmesine olanak sağlamıştır. Ayrıca kalp atımındaki eşik değer temporal rezolüsyonla daha yüksek değerlere ulaşmıştır ki (80-85 atım) taramada bu değer önem kazanmıştır. Kalp hızı ve ritmi uygun hastalarda koroner arterlerin proksimal orta ve distal segmentlerinin BT anjiyografi ile değerlendirilmesi mümkün hale gelmiştir (29). Artık ÇKBT cihazlarında EBT cihazlarıyla karşılaştırılabilir düzeyde kalsiyum skorlama yapılabilmektedir (108).

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 kuvvette 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 artırdığı gibi tüpün ürettiği X-ışını miktarının artmasını dolayısıyla tüpün soğutma yeteneğinin iyileştirilmesini de gerektirmiştir (96).

ÇKBT sistemlerinde tarama hızının artmasında esas etkenlerden biri de pitch faktörüdür. Spiral BT'de pitch faktörü tüpün tam bir rotasyonu süresinde masa hızının kesit kalınlığına oranı şeklinde ifade edilir (109).

$$(P = \text{masa hızı} / n \times \text{kesit kalınlığı}, n \text{ aktif dedektor sayısı}).$$

Çoğu incelemede pitch 1 ile 2 arasındadır. ÇKBT'de ise pitch kavramı iki farklı şekilde tanımlanmaktadır. Bunlardan birincisi spiral BT'de olduğu gibi tüpün tam bir rotasyonu süresinde masa hızı kesit kalınlığı oranı olarak hesaplanır. İkinci yöntemde ise tam bir rotasyon süresinde olan masa hareket miktarının kolime ışın demeti genişliğine oranı şeklinde değeri hesaplanır ve beam pitch (P\*) değeri olarak ifade edilir (28) ( $P^* = \text{masa hızı} / \text{kesit kalınlığı}$ ). Bu yöntemde tek bir aktif detektör kanalının kesit kalınlığı kullanılır. Bahsedilen yöntemlere örnek verecek olursak 4 detektörlü bir ÇKBT'de ikinci yöntemde 3 olarak verilen pitch değeri birinci yönteme göre 0,75'e karşılık gelir. Her iki yöntemde sonuç aynı olmakla birlikte hesaplama yönteminin bilinmesi karşılaştırılmalar açısından önemlidir (109,110). Birden küçük pitch değeri x ışınının üst üste binmesine (overlapping) ve yüksek hasta dozuna; birden büyük pitch değeri x ışını demetinde boşluğa (gap) ve aynı zamanda hasta dozunu düşürmeye yol açar. Kardiak görüntüleme düşük pitch değeri gerektirir. Çünkü yüksek pitch değeri data kaybına neden olur. Ayrıca düşük pitch değeri hareket artefaktını azaltmaya da yardımcıdır. ÇKBT kardiak görüntülemesinde 0.2- 0.4 pitch değeri kullanılır. Pitch özel görüntülemelerde birçok parametrelerden etkilenebilir. Tek segment rekonstrüksiyonlarda en çok hastanın kalp hızından etkilenir. Hastanın nabızı yüksek olduğunda ve kontrol edilemediğinde diastolik aralık azalır ve temporal rezolüsyonu artırmak için görüntü rekonstrüksiyonu, multisegment rekonstrüksiyonu kullanılarak yapılır. Multisegment rekonstrüksiyonda kullanılan segment sayısı pitch faktörünü daha da küçültür. Pitch faktörü temporal ve uzaysal rezolüsyon düzenlenmesinde önemli rol oynamaktadır. Fakat aynı zamanda verilen toplam radyasyon miktarını da belirgin artırmaktadır (109,110).

ÇKBT sistemlerinde tarama hızının artmasında esas etkenler gantri rotasyon süresinin kısa olması ve pitch faktörünün artmasıdır. 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. 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 (92). Cihazın kesit sayısı ve rotasyon hızı yüksek ise, uzaysal çözünürlükte sınırlama olmaksızın tarama süresi, dolayısıyla da nefes tutma süresi kısalmır. 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 (111).

#### **d) İnce Kesit Kalınlıkları**

ÇKBT cihazlarında x – ışını tüpünün rotasyon süresinin çok kısa ve rotasyon boyunca masa hareketinin aralıksız olması nedeniyle kesit taramasının yanı sıra hacimsel görüntülemeye de izin verir. Yüksek kalitede hacim bilgisi için longitudinal düzlemdeki çözünürlüğün yeterli olması gerekmektedir. Longitudinal çözünürlüğünü etkileyen esas faktör kesit kalınlığıdır. ÇKBT teknolojilerindeki gelişimle orantılı olarak minimum kesit kalınlıkları elde edilmiştir. Kesit kalınlığını belirleyen aktif en küçük detektör kalınlığıdır. Bugün için bu değer 0,5 – 0,625 mm arasında değişmektedir. Daha ince kesit kalınlıkları uzaysal çözünürlüğü artırmakta ve kısmi hacim etkisini azaltmaktadır. ÇKBT sayesinde bu denli ince kesit kalınlıkları ile birçok anatomik bölge taranabilmekte, elde edilen izotropik görüntülerle yüksek kalitede reformat, multiprojektasyon, volüm reformat ve üç boyutlu rekonstrüksiyonlar yapılabilmektedir (110).

#### **e) Dedektör Geometrisi**

Dedektörler, ÇKBT teknolojisinin ana dayanaklarından biridir. Konvansiyonel spiral BT cihazlarında dedektör, tek sıra halinde dizilmiş dedektör elemanlarından oluşan tek boyutlu bir yapıdır. ÇKBT sistemlerinde ise dedektörler çok sayıda dedektör sırasından oluşturulmuş iki boyutlu bir yapıdır.

Günümüzde 4, 8, 16, 32, 64, 128, 256, 320 dedektörlü BT cihazları mevcuttur. ÇKBT 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. Paralel sıralanmış, eşit büyüklükteki dedektör dizilerine matriks dedektör denirken, adaptif dedektörler santralden periferde doğru genişleyen dedektör dizileri içerir. Matriks ve adaptif dedektör yapılarının bir arada kullanılmasına da 'hibrid dedektör' adı verilir. Hibrid dedektörlerde dedektör dizisi santralinde eşit kalınlıkta ince dedektör dizisi kullanılırken kenarlarında eşit kalınlıkta daha geniş dedektör dizileri içerir (96).

#### **f) X Işınından Yararlanma Faktöründe Artış**

ÇKBT de kullanılan x ışınının longitudinal eksenindeki toplam kalınlığı konvansiyonel tek detektörlü BT'ye göre daha fazladır. ÇKBT'de seçilen dedektör konfigürasyonuna göre x ışını kolimasyonu daha geniştir. Konvansiyonel helikal BT'de kullanılmayan, bir ölçüde ziyan edilen x ışınları multidedektör sistemlerinde veri elde edilmesi amacıyla kullanılmaktadır. X ışını yararlanmasında bu artışla tüp yüklenmesi azaltılmakta ve helikal taramanın tüp soğutması için bekleme süresi olmaksızın daha uzun süreler devam edilebilmesine imkan sağlamaktadır. X ışını yararlanma faktörünün artması dolayısıyla tüp ömrü de belirgin olarak uzamaktadır (92).

#### **g) Görüntü Rekonstrüksiyonu**

ÇKBT, görüntü rekonstrüksiyon algoritmalarına son derece bağımlı çalışan sistemlerdir. 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 helikal BT'de kullanılan rekonstrüksiyon yöntemleri ÇKBT'de x ışınının dedektöre açılı gelmesi (cone açısı) nedeni ile artefaktlara neden olmaktadır (97). Bu artefaktların giderilmesi için ÇKBT cihazlarında konvansiyonel helikal BT'de kullanılan 180 derece lineer interpolasyon algoritması değil, çok noktalı (multipoint) interpolasyon ile görüntü rekonstrüksiyonu sağlanmaktadır (97, 92). Bu tekniğe göre daha yüksek kalitede görüntü elde edilmektedir.

Multipoint rekonstrüksiyon algoritmasında verilerin örnekleme de optimize edilmiştir. Optimize edilmiş örnekleme adı verilen bu yöntemin amacı longitudinal yönde veri örnekleme miktarını artırmak, yani daha fazla ölçüm bilgisi elde etmek ve böylece sinyal/gürültü (S/G) oranını artırmaktır (92). 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 yöntemlere göre daha fazla ölçüm verisi kullanılmasına olanak veren optimal örnekleme yöntemi sayesinde, ÇKBT cihazlarında aynı dozun kullanılması durumunda S/G oranı klasik BT cihazlarına göre %20 oranında artmaktadır.

Görüntü rekonstrüksiyonunda ÇKBT ile çok noktalı interpolasyon algoritması dışında, Z filtre rekonstrüksiyon algoritması adı verilen bir teknik de kullanılmaktadır. Z filtre rekonstrüksiyonu ile helikal dönüş sırasında longitudinal aks boyunca elde edilen verilerin tümünü ana bilgisayara gelmeden değerlendirilerek filtre etmek mümkündür. Z filtre rekonstrüksiyonunda uygun Z kernelleri seçilerek, tek bir helikal veri kümesinden farklı kesit kalınlıklarında çok sayıda görüntü serisi oluşturulabilmektedir. 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 (97). Bu algoritma ile veri iletim artefaktlarının azaltılması sağlanmıştır (92).

### **2.3.5.2. ÇKBT İle Kardiyak Görüntüleme**

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 nesil 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.

ÇKBT ile kardiyak görüntüleme görüntü elde etmek için iki yöntem kullanılır. Bunlar retrospektif ve prospektif EKG pencereleme yöntemleridir.

#### **a) Retrospektif ve Prospektif EKG Pencereleme**

##### **Retrospektif EKG Pencereleme**

Retrospektif yöntemde EKG kaydı eşliğinde devamlı spiral tarama yapıldıktan sonra elde edilen ham verilerden R-R aralığının belirlenen kısımlarından retrospektif olarak rekonstrüksiyon yapılır (Şekil 15a).

Retrospektif yöntemde tüm siklus boyunca tarama yapıldığından overlapping rekonstrüksiyonlar için radyasyon ekspozuru artmıştır. Bu yöntemle MIP, MPR, VRT ve 3-D görüntüler yüksek kalitede elde edilir (6). Multifaz rekonstrüksiyonla faz seçimi ve fonksiyonel kardiyak görüntüleme yapılmasına olanak sağlanır. Fonksiyonel kardiyak görüntüleme yapılacaksa veya kalp hızı 75 bpm'in üzerindeyse retrospektif yöntem kullanılmalıdır. Kardiyak aritmilerde rekonstrüksiyon çekimlerin sensitivitesi düşüktür (112).

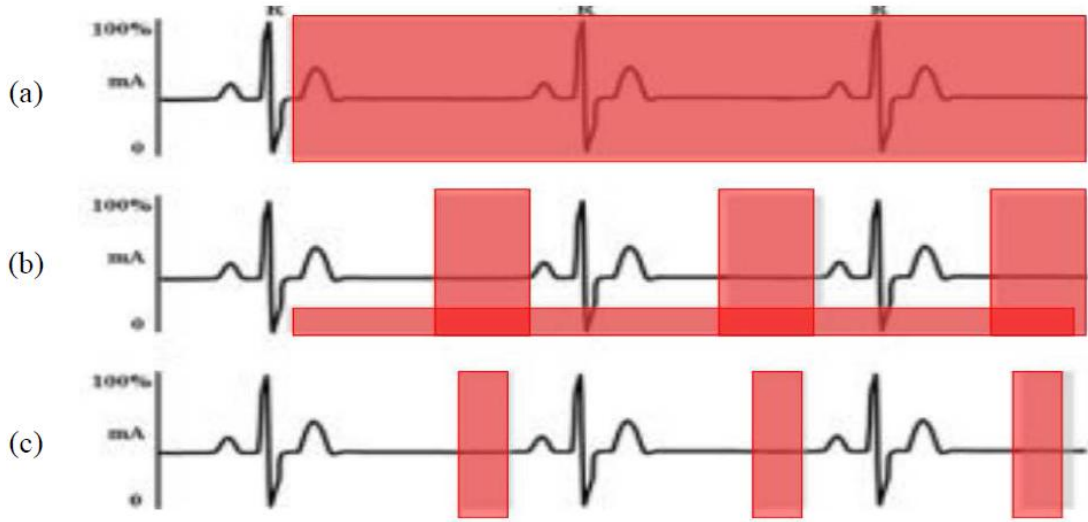
EKG pulsa duyarlı tüp akım modülasyonunun geliştirilmesi ile kalbin istenilen aralık haricinde düşük miliamper uygulanıp istenilen aralıkta ise miliamper artırılarak kalp hızına bağlı olarak radyasyon miktarında %40-50 azalma sağlanmıştır (Şekil 15b) (113).

##### **Prospektif EKG Pencereleme**

Bu yöntemde tarama R-R intervalinin daha önceden belirlenen belli bir yüzdesinde ve genellikle geç diastolde R-R mesafesinin % 70-80'inde EKG tetiklemeli tarama yapılır (şekil 15c). Hastanın EKG trasesinde mevcut R-R aralığı üzerinden prospektif olarak seçilen R dalgasını takip eden belli bir gecikme zamanı sonrasında BT ile tarama başlar ve veri toplanır (114). Prospektif EKG tetiklemeli yöntemde bu tarama dilimi dışında X



ışını verilmez. Her tarama sonrasında masanın z-ekseni yönünde sonraki tarama noktasına doğru, aralıksız hacim kapsama sağlayabilmek için ilerlemesi gerekmektedir. Tamamı ile ardışık özellikte, süperpozisyon göstermeyen veri seti nedeniyle düşük longitudinal rezolüsyona yol açan bu teknik, üç boyutlu inceleme gerektiren koroner arterler gibi küçük boyutlu kardiyak anatomi incelemesi için yeterince uygun olarak değerlendirilmemektedir (114,115). Ayrıca kalp atım hızında ya da ritminde tetkik sırasında oluşacak değişiklikler uyumsuz kardiyak fazlarda veri toplanmasına, yeterli görüntü hacmi kapsanamamasına ve ardışık görüntü gruplarının birleştiği kesimlerde basamak artefaktlarına yol açabilir. Retrospektif yöntemde göre avantajı ise daha düşük doz ile çekimin gerçekleştirilmesidir (116, 117). 256 dedektörlü BT cihazlarında prospektif EKG tetiklemeli Flash Spiral Mod ile yüksek pitch değerleri kullanılarak tek kalp döngüsünde son derece düşük radyasyon dozu ile tüm kalbi görüntülemek mümkün hale gelmiştir. Yine bu cihazlarda koruyucu kV seçeneği ile skenogram görüntülerden hastanın vücut-kitle indeksine göre optimal kV değerleri otomatik olarak seçilmektedir. (118)



**Şekil 15:** a) Retrospektif EKG pencerelemesinde tüm kalp döngüsü boyunca radyasyon expoju vardı. Kalp ritm değişikliklerinden daha az etkilenir. b) EKG pulsa duyarlı tüp akım modülasyonlu çekimde istenen fazda dozda artış varken diğer fazlarda düşük radyasyon expoju vardır. c) Prospektif EKG pencerelemesinde istenen fazda radyasyon expoju vardır. Kalp ritm değişikliklerinden daha çok etkilenir.

## **b) ÇKBT Anjiyografide Kontrast Madde Miktarı ve Enjeksiyon Zamanlama Teknikleri**

Çok kesitli koroner BT anjiyografide kullanılan kontrast maddenin miktarı, çekim esnasında antekubital venden gönderilen kontrast maddenin zamanlaması, görüntü ve rapor kalitesini etkileyen önemli faktörlerdir. Arterin kontrastlanması, damar duvarındaki kalsifiye lezyonları gizleyecek kadar fazla olmamalı (örn. >350 HU) ve vasküler yapıyı da yeterli düzeyde gösterebilmelidir (115). Çalışmalarda, arter lümeninin değerlendirilmesine ve arter duvarındaki potansiyel lezyonları belirlemeye imkan verecek uygun kontrastlanmanın 64 kesit ÇKBT için 5 ml/sn hızda verilmesiyle elde edildiği gösterilmiştir (119). Dedektör sayısı arttıkça gereken kontrast madde miktarı azalmaktadır. 64 kesit bir ÇKBT cihazı ile yapılan çekimde yaklaşık 80 ml yeterli iken 16 kesitli ÇKBT ile koroner damarların uygun kontrastlanması için gerekli kontrast madde yaklaşık 100 ml olarak belirtilmiştir (119). 64 dedektörlü BT cihazları ile çekim boyunca homojen vasküler kontrastlanma elde etmek için 20-30 sn içerisinde, dual-head power enjektör kullanarak 18 ya da 20 gauge iğne ile antekubital venden 80–100 ml non-iyonik kontrast madde, 3–5 ml/sn hızda verilmelidir (115). 256 dedektörlü BT ile çekimlerde homojen vasküler kontrastlanma elde etmek için 10-12 sn içerisinde, dual-head power enjektör kullanarak 18 ya da 20 gauge iğne ile antekubital venden 75-85 ml non-iyonik kontrast madde, 5.5-6 ml/sn hızda verilmelidir. 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 dolun göstermektedir. Aynı zamanda süperior vena cava ve sağ atriumdaki dens kontrast madde nedeniyle oluşan çizgilenme artefaktlarının oluşumu engellenmiş olur. 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 (115,120).

Farklı non-iyonik kontrast maddeler arasında hemodinamik parametreler açısından anlamlı bir farklılık olmamakla birlikte osmolalite ile ilişkili olarak iletim ve kontraktilite anormallikleri gibi kardiyovasküler etkileri tesbit edilmiştir (115).

## Enjeksiyon Zamanlama Teknikleri

ÇKBT koroner anjiyografide sık kullanılan kontrast madde enjeksiyonu zamanlama için; sabit gecikme tekniği, test bolus tekniği ve bolus tracking (smart prep) tekniği kullanılmaktadır (120).

İyi bir teknikte sol ventrikül ve koroner arterlerde yüksek kontrastlanma; sağ ventrikül ve pulmoner arterlerde ise düşük dansite sağlanmalıdır (120,121). Yine koroner arterlerde yüksek kontrastlanma sağlanırken koroner venler görüntüye girmemelidir.

Sabit gecikme tekniğinde görüntüleme, kontrast madde enjeksiyonu sonlandığında serum fizyolojik enjeksiyonu ile eş zamanlı olarak başlar. Bu gecikme yaklaşık olarak 25 saniyedir (121). 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. Koroner arterlerin distal segmentlerinde ise kontrast madde döngüsünü tamamlayacağı için kontrastlanma yetersiz olacaktır (121). Çekime erken başlandığı zaman ise sağ kalp ve vena kava superiorıda yoğun kontrasta bağlı 'streak' artefaktı oluşur ve ince olan sağ ventrikül duvarı nedeniyle RCA'daki olası bir lezyon gözden kaçabilir. Tercih edilen bir yöntem değildir.

Test Bolus Tekniğinde ise az miktarda kontrast madde verildikten sonra ardışık düşük miliamperli görüntüler alınır. Böylece kontrast dansitesinin artış ve azalış eğrisi ortaya çıkar. Bu test dozu enjeksiyonunun, esas kontrast volümünün davranışını göstereceği varsayılarak eğrideki pik dansite değerinden çekim zamanı anlaşılabilir (121).

Bolus Tracking/Smartprep tekniğinde 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 ideal kontrastlanmasında önemli rol oynar (120).

### **c)Görüntü Postprosesing İşlemleri**

#### **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 (121).

Göreceli gecikme yönteminde, R-R intervali % 0'dan %100'e kadar artan yüzdelerle 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.

Kalbin en hareketsiz dönemi olan diyastolde RCA orta segmentte tek bir kesit için farklı yüzdeler ile rekonstrüksiyonlar yapılır (121). 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 yüzdeler denenebilir. Koroner BT anjiyografide %40 ve %80 arasında %10'luk artışlarla yapılan rekonstrüksiyonlar en uygun uygulama olarak öne sürülmektedir (122). Kantarcı ve arkadaşlarının (123) 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 izovolumik relaksasyon periyoduna karşılık gelen rekonstrüksiyon penceresindeki görüntüler, step (basamak) artefaktı yönünden karşılaştırılmış ve sonuçta izovolumik relaksasyon periyoduna karşılık gelen

rekonstrüksiyon intervalindeki görüntünün, imaj kalitesi bakımından multipl rekonstrüksiyonların en iyisine yakın olduğu bulunmuştur.

Kopp ve arkadaşları (122) RCA'nın en iyi erken diyastolde, R-R intervalinin %40'lık bölümünde, LCX'in döngünün ortasında ve LAD'ın R-R intervalinin %60-70'lik bölümünde görüntülediğini bildirmişlerdir.

### **Multiplanar Rekonstrüksiyonlar (MPR)**

Multiplanar rekonstrüksiyonlar, voksellerin yeniden başka bir planda dizilmesi ile oluşturulur. Yakın "izotropik" doğası nedeniyle (x, y ve z eksenlerinde eşit vokseller 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 yapısı ve lokalizasyonu hakkında daha doğru veriler elde etmek mümkündür (124).

Ayrıca damarları tek planda gösteren, damar trasesini ardışık kesitlerle işaretleyerek elde edilen curved MPR görüntüleri de elde edilebilir ancak bu yöntemin küçük çaplı damarlarda kullanımını sınırlıdır.

### **Maksimum İntensite Projeksiyon (MIP)**

Üç boyutlu görüntüleme tekniklerinden birisi de maksimum intensite projeksiyon görüntüleridir. Kontrastlı Koroner BTA'da koroner anatomisinin görüntülenmesi için, MIP görüntüleri klinik uygulamalarda veri gösteriminde oldukça iyi ve yapılması kolay bir görüntüleme aracıdır (124). 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 görerek anlayabilir (125).

### **Üç Boyutlu Volüm Rendering Tekniği (3D VRT)**

Koroner arteriyel ağacın 3D gösterimi için kullanılan en yaygın teknoloji volüm rendering tekniğidir. Çoğunlukla iki boyutlu aksiyel imajları 3D anatomik görüntüler

olarak hayal etmek, özellikle radyolog olmayanlar için zordur. 3D postprosesing genellikle tortiyöz koroner arterlerin komplike anatomilerinin gösterim ve bilgisinin taşınımında kullanılan güncel bir yöntemdir (126,127).

#### **d) Görüntü Artefaktları**

Görüntü artefaktları, ÇKBT koroner anjiografinin görüntü kalitesini ve değerlendirmedeki başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Görüntü artefaktları Choi ve arkadaşları tarafından dört grup olarak değerlendirilmiştir (128):

1) Kardiyak, pulmoner veya diğer vücut hareketlerinin neden olduğu harekete bağlı oluşan artefaktlar: Nabzın 70-75 atım/dk'nın üzerine çıktığı durumlar, nefes tutma sırasında kardiyak ritmin bozulduğu durumlar, aritmiler ve uygunsuz pitch seçimi gibi çeşitli sebepler görüntü kalitesini etkiler. Bunun sonucunda kalp konturlarında ve vasküler yapılarında basamaklanmalar oluşur. Hareket artefaktından en çok etkilenen, en hızlı hareket eden, x ve y planlarında en çok yer değiştiren sağ koroner arterdir. Sırasıyla LCX, LMCA ve LAD azalan oranlarda hareket artefaktından etkilenirler. Kardiyak hareket artefaktına neden olan hızlı kalp atımı ve aritmi gibi hasta bağımlı faktörler beta-bloker verilmesi ile kontrol altına alınabilir. Yapılan bir çalışmaya göre stenoz saptamada BT anjiografinin sensitivitesinin kalp atım sayısının dakikada 70'in altında olan serilerde % 62 iken 70'in üzerindeki serilerde % 33'lere gerilediği saptanmıştır (129). Rekonstrüksiyon penceresi seçimi konusunda yapılan çalışmalar göstermiştir ki; LAD genellikle kardiyak siklusun % 60-70, RCA % 40, LCX ise % 50'lik dilimlerinde en iyi vizualize olmaktadır (130). Hareket artefaktlarının diğer sebepleri olan solunum hareketleri ve diğer vücut hareketlerinin oluşması hastanın inceleme öncesinde iyi bilgilendirilmesi ve nefes tutma provaları ile önlenabilir.

2) Metalik implantlar, ciddi kalsifikasyonlar veya pulmoner arterdeki hava kabarcıklarının ışın şiddetlendirici etkilerinin koroner arter lümenini örtmesi.

3) Kontrast madde ile dolu komşu yapı ve damarların neden olduğu yapısal artefaktlar: Kontrast madde enjeksiyonundan sonra uygulanan serum fizyolojik enjeksiyonu veya sağ kalpteki kontrast maddenin yıkanmasına yetecek kadar bir süre taramaya geç başlanması bu tür artefaktları önleyebilir.

4) Teknik hatalar ve sınırlılıklardan dolayı ortaya çıkan artefaktlar: Tarama prosedürünün uygun planlanması ve uygulanması, taranacak alanın optimal seçimi, kontrast verilmesini takiben tarama başlamadan önceki gecikme süresinin, pitch ve rekonstrüksiyon penceresinin uygun seçimi ile engellenebilir (131).

#### e) 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 (132). Böylece rotasyon süresinin azalması, daha geniş bir alanın daha kısa bir sürede taranmasına imkan vermiş ve hareket artefaktlarını en aza indirmeye imkan tanımıştır. Rotasyon süresindeki bu kısaltmalar ve anjiyografi çalışmalarının yaygınlaşması, gerekli X-ışını miktarının artmasına ve bu konuyla ilgili radyasyon doz tartışmalarının artmasına yol açmıştır.

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 (133).

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 (133).

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'ye kadar çıkmaktadır. Hastada olası kanser gelişme riski sırasıyla 0,025%, 0,033%, 0,051% kadar tahmin edilmektedir (134).

Çok kesitli BT ile yapılan koroner anjiyografi çalışmalarında hastanın aldığı efektif doz değerleri, büyük oranda görüntüleme parametrelerine bağlı olarak değişmektedir. Genelde bu parametreler 100–120 kV, 150–600 mA arasındadır. Radyolojik incelemelerdeki tipik efektif dozlar Tablo 5'de listelenmiştir (135).

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 (135).

EKG 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 (133).

Radyasyon ekspozurunu azaltan diğer bir yöntem de Kvp'nin düşürülmesidir. Günümüz modern BT cihazlarında 120-140 kvp değerleri kullanılabilir. Ancak uygun hastalarda kvp azaltılması yoluyla daha düşük dozlarda kaliteli görüntüler alınabilmektedir. Yapılan çalışmalar göstermiştir ki 16 ve 64 kesit cihazlarda kvp'nin 120'den 100'e düşürülmesi ile kontrast/gürültü oranında değişme olmadan yaklaşık %53 oranında doz azalması sağlanabilmektedir (136).

Pitch değeri de hastanın aldığı radyasyon miktarını belirler. Birden küçük pitch değeri x ışınının üst üste binmesine (overlapping) ve yüksek hasta dozuna; birden büyük pitch değeri x ışını demetinde boşluğa (gap) ve aynı zamanda hasta dozunu düşürmeye yol açar. Kardiyak görüntüleme yüksek pitch değerleri kullanıldığında veri kaybına



neden olur. ÇKBT kardiyak görüntüleme de 0.2- 0.4 pitch değeri kullanılır. Pitch kardiyak görüntüleme de birçok parametreden etkilenebilir. Tek segment rekonstrüksiyonlarda en çok hastanın kalp hızından etkilenir. Hastanın nabızı yüksek olduğunda ve kontrol edilemediğinde diastolik aralık azalır ve temporal rezolüsyonu artırmak için görüntü rekonstrüksiyonu, multisegment rekonstrüksiyonu kullanılarak yapılır. Multisegment rekonstrüksiyonunda, rekonstrüksiyonda kullanılan segment sayısı pitch faktörünü daha da küçülterek verilen toplam radyasyon miktarını da belirgin artırmaktadır (109,110).

**Tablo 5:** Efektif Radyasyon Dozları

	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. MATERYAL ve METOD

#### 3.1. Çalışma İzni Hasta Seçimi ve Hazırlığı

Çalışmamız İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi, Malatya Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 11.02.2015 tarihli, 2015/16 karar no'lu izni ile gerçekleştirilmiştir.

Şubat 2015-Ocak 2016 tarihleri arasında İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda çok kesitli bilgisayarlı tomografi ile koroner anjiyografi çekilen ve bunu takiben bir ay içerisinde Kardiyoloji kliniğinde invaziv koroner anjiyografi yapılan hastalar değerlendirildi. Değerlendirilen hastalar kardiyoloji polikliniğine göğüs ağrısı ile başvurmuş veya daha önce koroner arter hastalığı bilinen hastalardan ÇKBT çekimi için tarafımıza yönlendirilmişti.

Bilinen kontrast madde alerjisi, renal yetmezliği (kreatinin>1.5 mg/dl), anstabil anjina pektoris, akut miyokard infarktüsü, ileri derecede kalp yetmezliği, gebelik, hipertiroidi, epilepsi, genel durum bozukluğu, solunum sıkıntısı, Reynaud sendromu ve atrioventriküler iletim bloğu olan hastalarda ÇKBT anjiyografi çekimi yapılmadı.

ÇKBT anjiyografi için başvuran hastalardan, tahmin edilen tetkik süresi kadar (ortalama 10-15 sn) nefes tutamayacağı tesbit edilen 4, aritmisi olan 2 ve uygulanan  $\beta$  bloker tedavisine rağmen kalp hızı dakikada 75 atımdan yüksek olan 5 hastaya ÇKBT anjiyografi tetkiki yapılmadı.

256 kesit ÇKBT cihazında çekim yapılacak hastalarda kalp hızına göre farklı çekim protokolleri uygulandığından,  $\beta$  bloker kontraendikasyonu bulunan veya aritmisi bulunan hastalarda sorun olmaksızın BT anjiyografi görüntüleri elde edildi.

ÇKBT ve İKA çekilen 138 hastadan 46'sı bypass operasyonu geçirdiği ve/veya daha önce koroner arterlerden herhangi birisine stent yerleştirildiği, 18'i ÇKBT anjiyografi ile İKA çekimi arasında bir aydan(30 gün) uzun süre olduğu için çalışmaya dahil edilmedi.

ÇKBT anjiografi çekimi yapılan hastalardan 11'inin görüntüleri hareket, kardiyak aritmi ve nefes artefaktları gibi çeşitli nedenlerle değerlendirilebilir kalitede olmadığı için çalışmaya dahil edilmedi.

ÇKBT anjiografi çekimi yapılacak hastalara kontrast madde alerjisine bağlı gelişebilecek kusma esnasında aspirasyonu önlemek için dört saatlik açlık önerildi. Ayrıca incelemeden önceki 6 saatte kalp hızını artırabileceğinden kafein içeren içecek ve yiyeceklerden uzak durmaları gerektiği belirtildi.

ÇKBT çekimi yapılacak hastalara tetkik hakkında gerekli bilgilendirmeler yapılarak izinleri alındı. Hasta çekim odasına alınmadan önce antekubital venden 18–20 gauge branül ile kanüle edildi. Çekim öncesinde hastaların rahatlatılması ve tetkike uyumunu artırmak için düzenli ve ritmik nefes alıp vermeyi (ortalama 10 sn nefes tutma) sağlamak amacıyla, her hastaya solunum egzersizleri yaptırıldı. Hastalarda ani oluşabilecek bir telaşın ve buna bağlı nabızda yükselme ve aritminin önüne geçmek için uygulanacak kontrast maddeye bağlı olarak aynı taraf koldan başlayarak tüm vücuda yayılan sıcaklık hissi olacağı konusunda bilgilendirildi. Hastaya çekim boyunca hareketsiz kalmanın ve 'nefes tut' komutuna uymanın tetkik kalitesi ve güvenilirliği yönünden önemi çekime başlamadan önce bir kez daha hatırlatıldı. 64 kesit BT ile yapılan çekimlerde, kalp hızı dakikada 70 atımın üstünde olan hastalarda kardiyolog bilgisi dahilinde IV yoldan metoprolol tartarate (Beloc ampul 5mg/5ml) yarı yarıya izotonik ile sulandırarak uygulandı. 5 dakika aralıklar ile tansiyon ve nabız takibi yapılarak nabız dakikada 70 atımın altına düşüncüye kadar en fazla 3 ampul Beloc verildi.

### **3.2. Çekim Protokolü**

Tüm olgularda ÇKBT anjiografi öncesi koroner arterlerin kalsiyum yükünü (Kalsiyum skorlama) belirlemek amacıyla çekim gerçekleştirildi. Kalsiyum skorlama çekimi; karina ve kalp bazalini içine alan skenogram sonrası karinadan başlanarak kalbin tabanına kadar, inspiryumda, kontrastsız, EKG kayıtlı, 3 mm kesit kalınlığında helikal görüntüler alınarak gerçekleştirildi. Kalsiyum skorlama özel üretilmiş programlar sayesinde kalsifiye alanlara işaretlemeler yapılarak cihaz tarafından otomatik olarak hesaplanmaktadır. Agatston skorlamasına göre, birbirine komşu 2–3

pikselde (1 mm<sup>2</sup>'den geniş bir alanda) BT dansitesi 130 Hounsfield ünitesi (HU)'den fazla olan lezyonlar kalsifikasyon olarak değerlendirildi.

ÇKBT anjiografi tetkiki 64 kesit (Aquillon; Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan) ve 256 kesit (Somatom Definition Flash; Siemens Healthcare, Muenchen, Germany) BT cihazları ile gerçekleştirildi.

64 kesit (Aquillon; Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan) ÇKBT cihazında tetkik süresi, olguya göre değişmekle birlikte ortalama 7-10 sn süresinde gerçekleştirildi. Tetkikler rutin spiral mod ile çekildi. Standart çekim protokolü uygulandı. Çekim parametreleri total kolimasyon 64×0.625 mm, gantry rotasyon zamanı 0.4 s, tüp voltajı 120-140 kV, tüp akımı 350-600 mAs, pitch 0.2, kesit kalınlığı 0.5 mm, Field of view (FOV) 140–220 mm olarak alındı.

256 kesit BT (Somatom Definition Flash; Siemens Healthcare, Muenchen, Germany) cihazında hastanın kalp atım hızına göre üç farklı çekim protokolü uygulandı. Tetkik süresi ortalama 5-8 sn süresinde gerçekleştirildi. Kalp atım hızı 60 atım/dk veya altında olan hastalar için Flash Spiral çekim protokolü uygulandı. Bu çekim modunda son derece düşük doz radyasyon ile tek kalp atım süresinde BT anjiografi görüntüleri elde edildi. Flash Spiral mod için çekim parametreleri; total kolimasyon 128×0.6 mm, gantry rotasyon zamanı 0.28 s, tüp voltajı 100-120 kV, tüp akımı 320 mAs, pitch 3.4, kesit kalınlığı 0.75 mm, Field of view (FOV) 120–220 mm olarak alındı. Aritmisi olmayıp kalp atım hızı 60-90 atım/dk olan hastalara Adaptif prospektif EKG tetiklemeli mod kullanıldı. Aritmisi olan ya da kalp atım hızı  $\geq 90$  olan hastalara rutin spiral mod ile çekim yapıldı. Adaptif ve spiral mod için çekim parametreleri; total kolimasyon 128×0.6 mm, gantry rotasyon zamanı 0.28 s, tüp voltajı 100-120 kV, tüp akımı 320 mAs, pitch hastanın kalp hızına bağlı değişken, kesit kalınlığı 0.75 mm, Field of view 120–220 mm olarak alındı.

Çekim öncesi taranacak bölgeyi belirlemek için karina ve kalp bazalini içine alan skenogramlar alındı. Daha sonra inspirasyonda, karinadan başlayarak kalp bazaline kadar kalbin tamamını içine alan EKG kayıtlı helikal görüntüler elde olundu. Otomatik enjektörle 64 kesit BT ile çekimlerde 5 ml/sn hızla, 256 kesit BT ile çekimlerde 6 ml/sn hızla yüksek iodin konsantrasyonu ( $\geq 350$  mg/mL) içeren 75-95 ml kontrast madde

uygulandı. Kontrast uygulamasını takiben sağ kalpteki kontrast maddeden kaynaklanabilecek artefaktları azaltmak ve ölü boşluklardaki (line, antekubital ven ve sağ kalp) kontrast maddeyi incelemeye dahil etmek için 5 ml/sn hızla 50 ml serum fizyolojik bolus olarak verildi. Kontrast madde ve salin uygulamaları için iki başlıklı otomatik enjektör (CT motion, Ulrich medical, Germany) kullanıldı.

Görüntüleme için 'bolus tracking' yöntemi uygulandı; hastaya göre değişmekle beraber EKG monitörlerinde izlenen kalp hızına uygun olarak, 64 kesit BT ile çekimlerde desendan aorta santraline yerleştirilen ROI (istenilen eşik değeri) için 150 HU tetikleme değeri, 256 kesit BT ile çekimlerde sol atrium santraline yerleştirilen ROI (istenilen eşik değeri) için 110 HU tetikleme değeri alındı. Kontrast madde ve salin infüzyonu sonrası bu seviyeden bir saniye aralıklarla kesitler alındı ve belirlenen tetik değere ulaşıldığında ortalama 7-8 saniye gecikme süresi ile çekim gerçekleştirildi. ÇKBT anjiyografi uygulamaları herhangi bir komplikasyon gelişmeden başarıyla tamamlandı.

### **3.3. Konvansiyonel Koroner Anjiyografi**

Konvansiyonel koroner anjiyografi, transfemoral Judkins yaklaşımı ile yapıldı ve farklı projeksiyonlarda RCA ve LMCA dalları görüntülendi. Stenoz oranları farklı iki planda, proksimaldeki normal segmentlerle karşılaştırılarak kardiyologlar tarafından ÇKBT anjiyografi bulguları bilinmeden kaydedildi.

### **3.4. Görüntülerin Değerlendirilmesi ve Yorumlanması**

Çekim süresince spiral mod çekimleri için retrospektif, adaptif mod için prospektif olarak kalp hızı ve EKG trase kaydı yapıldı. Elde olunan görüntüler iş istasyonlarına (Syngo; Siemens Medical Solutions, Vitrea; Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan) aktarılarak analiz edildi. Koroner arterleri değerlendirmek için en az hareketin olduğu yüzdellik değerinden rekonstrüksiyon görüntüleri oluşturuldu. Daha sonra ince aksial kesitlerden iki boyutlu maksimum intensite projeksiyon, multiplanar rekonstrüksiyon ve üç boyutlu hacimsel gösterim formatında görüntüler oluşturuldu. MPR ve MIP görüntülerde damar lümeni, damar duvarı ve kalp odacıkları değerlendirilirken üç boyutlu görüntülerde koroner arter anatomi ve stenozlar

değerlendirildi. Volüm rendering tekniği ile özellikle tortiöz koroner arterlerin komplike anatomileri 3D yöntemi ile gösterilmeye çalışılarak ve aksiyel plandaki görüntülerin incelenmesinde gözden kaçan ayrıntılar tekrar gözden geçirildi.

Çalışmamızda 64 dedektörlü BT cihazında yapılan çekimlerde RCA için daha çok EKG trasesinde %35-40'a karşılık gelen, LAD ve LCX için ise daha çok %70'e karşılık gelen rekonstrüksiyon yüzdeleri kullanıldı. 256 dedektörlü BT cihazında yapılan çekimlerde best-sistolik ve best- diastolik rekonstrüksiyonlar iş istasyonunda otomatik olarak belirlendi. Böylece koroner arterler en az artefaktlı görüntülerden detaylı olarak incelendi. Tüm görüntüler kardiovasküler radyoloji konusunda deneyimli bir radyolog tarafından değerlendirildi.

Koroner arterler AHA sınıflamasına göre toplam 15 segment üzerinden incelendi. Buna göre RCA 1-4 nolu segmentleri, sol ana koroner arter segment 5'i, LAD 6-10 nolu segmentleri ve LCX ise 11-15 nolu segmentleri içermekteydi.

Stenoze arterial segmentin proksimalindeki stenozsuz lümen çapı referans alınarak stenoze segmentteki lümen çapında  $\% 50 \geq$  daralmalar obstrüktif KAH olarak yorumlandı. Tespit edilen koroner arter stenozları ise 4 gruba ayrıldı; normal, non-obstrüktif ( $\% 1-49$ ), anlamlı stenoz ( $\% 50-74$ ), yüksek dereceli stenoz ( $\% 75-99$ ) ve oklüzyon ( $\% 100$ ).

Elde ettiğimiz veriler invaziv koroner anjiyografi sonuçları ile kıyaslanarak sensitivite, spesifite, pozitif prediktif değer ve negatif prediktif değerleri hesaplandı. Veriler doğrultusunda segment ve hasta bazlı analizler yapıldı. Segment bazlı analizde; tüm segmentlerde lezyonları tesbit etme konusunda duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif değerler hesaplandı. Yine tüm segmentlerde  $\geq\%50$  ve  $\geq\%75$  üzerinde darlık oluşturan lezyonları tesbit etme konusunda sensitivite, spesifite, pozitif prediktif değer ve negatif prediktif değerleri hesaplandı. Hasta bazlı analizde ise sadece  $\geq\%50$  ve  $\geq\%75$  üzerinde darlık oluşturan lezyonları tesbit etme konusunda sensitivite, spesifite, pozitif prediktif değer ve negatif prediktif değerleri hesaplandı. Hasta bazlı analizde herhangi bir koroner arterde aynı segment düzeyinde İKA ve ÇKBT tarafından darlıktan bahsedilmiş olması gerçek pozitif hasta olarak değerlendirildi.

Plaklar, morfolojilerine göre; kalsifiye, soft (yumuşak) ve miks, kalsifikasyon varlığına göre; kalsifikasyon içermiyorsa soft (0–130 HU), kalsifikasyon içeriyor (130<) ve soft bileşeni varsa miks, tamamı kalsifiye ise kalsifiye plak (>130HU) olarak adlandırıldı.

Çalışmanın istatistiksel analizi SPSS sürüm 17.0 programı kullanılarak yapıldı.

## 4. BULGULAR

Çalışma grubumuzda yaşları 35-75 arasında değişen 42'si (%66.6) erkek, 21'i (%33.3) kadın toplam 63 hasta vardı.

Çalışmamızda ÇKBT anjiyografi tetkiki yapılan 63 hastada çekim esnasında ve sonrasında majör bir komplikasyon gelişmedi. Hastalarımızda ciddi kontrast madde allerjisi olmadı. İki hastada kontrast madde allerjisine bağlı hafif dereceli ürtikeryal cilt lezyonları gelişti. 7 hastaya kalp hızı 65 altında olduğundan  $\beta$  -blokör uygulanmadı,  $\beta$ -blokör verilen hastalarda ilaca bağlı ciddi bir yan etki gözlenmedi.

ÇKBT anjiyografi çekimi bir hasta için yaklaşık 10-15 dakika sürdü. Rekonstruksiyon 3-5 dakikada, çalışma istasyonunda görüntülerin hazırlanması ve değerlendirilmesi ise 20-45 dakikada tamamlandı.

ÇKBT anjiyografi yapılan ve değerlendirilebilir görüntüler elde edilen toplam 63 hastada, 945 segment değerlendirildi. ÇKBT anjiyografi sonuçları İKA sonuçları ile karşılaştırılarak segment ve hasta bazlı analizler yapıldı.

İnvaziv koroner anjiyografi ve ÇKBT anjiyografide her koroner arter segmenti; 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.

Çalışmamızda toplam 63 hastada 945 koroner arter segmenti değerlendirmeye alınırken konvansiyonel koroner anjiyografide çeşitli düzey ve oranlarda 224 segmentte darlık tesbit edildi. Bu darlıklardan %91.5'i (n=205, gerçek pozitif sonuç) ÇKBT anjiyografi ile tesbit edildi. Konvansiyonel koroner anjiyografi ile ÇKBT anjiyografi sonuçları büyük oranda korele idi.

ÇKBT anjiyografi ile çeşitli düzeylerde 242 segmentte tesbit edilen darlıklardan 37'si konvansiyonel koroner anjiyografide normal olarak değerlendirilmişti. (yalancı pozitif sonuç). ÇKBT anjiyografi ve invaziv koroner anjiyografi ile 712 segment normal



olarak değerlendirildi (gerçek negatif sonuç). 19 segment ÇKBT anjiografide normal olarak rapor edilirken İKA'da stenoz tespit edildi(yalancı negatif sonuç).

Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin stenoz saptamada gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuçları Tablo 6'da gösterilmiştir.

**Tablo 6:** Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin stenoz saptamada gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuçları

	GPSS	GNSS	YPSS	YNSS
Tüm Segmentler	205	712	37	19

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

Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin darlıkları saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif değerleri tablo 7'de gösterilmiştir.

**Tablo 7:** Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin darlıkları saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif değerleri

	Duyarlılık	Özgüllük	Pozitif prediktif değer	Negatif prediktif değer
Tüm Segmentler	91.5	95.0	84.7	97.4

Çalışmamızda lümen çapında  $\geq$ %50 daralmalar obstrüktif KAH olarak yorumlandı. Obstrüktif KAH'a yönelik analizlerimizde 945 segmentten 851'inde ÇKBT anjiografi ve İKA sonuçlarına göre obstrüktif KAH yoktu (gerçek negatif sonuç). 6 segmentte ÇKBT anjiografi non-obstrüktif KAH veya normal olarak değerlendirmişken İKA sonuçlarında obstrüktif KAH olarak belirtilmişti(yalancı negatif sonuç). 52 segmentte hem İKA hem de ÇKBT anjiografi sonuçlarına göre obstrüktif KAH

vardı(gerçek pozitif). ÇKBT anjiografinin obstrüktif KAH olarak tanımladığı 36 segmentte İKA sonuçlarında non-obstrüktif KAH veya normal olarak belirtilmişti(yalancı pozitif sonuç).

Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin obstrüktif ( $\geq$ %50 stenozlar) KAH'ı saptamadaki gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuçları tablo 8'de gösterilmiştir.

**Tablo 8:** Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin obstrüktif KAH'ı saptamadaki gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuçları

	GPSS	GNSS	YPSS	YNSS
Tüm Segmentler	52	851	36	6

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

Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin obstrüktif ( $\geq$ %50 stenozlar) KAH'ı saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif değerleri tablo 9'da gösterilmiştir.

**Tablo 9:** Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin obstrüktif KAH'ı saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif değerleri

	Duyarlılık	Özgüllük	Pozitif prediktif değer	Negatif prediktif değer
Tüm Segmentler	89.6	95.9	59.0	99.2

Ayrıca çalışmamızda ÇKBT anjiografinin yüksek dereceli stenoz (% 75–99) ve oklüzyon (% 100) olan segmentleri tespit etmesi ile ilgili değerlendirmelerimizde şu sonuçları elde ettik. 945 segmentten 911’inde ÇKBT anjiografi ve İKA sonuçlarına göre ileri dereceli stenoz veya oklüzyon yoktu (gerçek negatif sonuç). 9 segmentte ÇKBT anjiografi %75’in altında stenoz veya normal olarak değerlendirmişken İKA sonuçlarında ileri dereceli stenoz veya oklüzyon şeklinde raporlanmıştı(yalancı negatif sonuç). 16 segmentte hem İKA hem de ÇKBT anjiografi sonuçlarına göre ileri dereceli stenoz veya oklüzyon vardı (gerçek pozitif). ÇKBT anjiografinin ileri dereceli stenoz veya oklüzyon olarak tanımladığı 9 segmentte İKA sonuçlarında %75 altı darlık veya normal olarak belirtilmişti (yalancı pozitif sonuç).

Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin yüksek dereceli stenoz (% 75–99) ve oklüzyon (% 100) saptamadaki gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuçları tablo 10’da gösterilmiştir.

**Tablo 10:** Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin yüksek dereceli stenoz (% 75–99) ve oklüzyon (% 100) saptamadaki gerçek pozitif, gerçek negatif, yalancı pozitif ve yalancı negatif sonuçları

	GPSS	GNSS	YPSS	YNSS
Tüm Segmentler	16	911	9	9

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

Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin yüksek dereceli stenoz (% 75–99) ve oklüzyon (% 100) saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif değerleri tablo 11’de gösterilmiştir.

**Tablo 11:** Tüm segmentlere ait ÇKBT anjiografinin yüksek dereceli stenoz (% 75–99) ve oklüzyon (% 100) saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif degerleri

	Duyarlılık	Özgüllük	Pozitif prediktif değer	Negatif prediktif değer
Tüm Segmentler	64.0	99.0	64.0	99.0

Hasta merkezli değerlendirmemizde koroner arterlerde herhangi bir segmentte hem ÇKBT anjiografi hem de İKA tarafından belirtilen eşik değerin üzerinde stenozdan bahsedilmiş olması gerçek pozitif hasta olarak yorumlandı. Burada obstrüktif KAH için alt sınır olarak aldığımız  $\geq\%50$  ve ciddi stenoz olarak değerlendirdiğimiz  $\geq\%75$  eşik değer olarak alındı. 63 hastada yaptığımız analizlerde İKA'nın  $\geq\%50$  stenoz tesbit ettiği 27 hastadan 26'sı ÇKBT anjiografi tarafından tespit edilmişti (gerçek pozitif hasta). İKA sonuçlarında  $\geq\%50$  stenoz olarak yorumlanmış ancak ÇKBT anjiografi tarafından tespit edilememiş sadece bir hasta vardı (yalancı negatif hasta). 24 hasta ÇKBT anjiografi ve İKA tarafından obstrüktif KAH açısından normal olarak değerlendirilmişti (gerçek negatif hasta). 12 hasta ÇKBT anjiografide  $\geq\%50$  stenoz olarak değerlendirilmişken İKA normal veya non-obstrüktif KAH şeklinde belirtmişti (yalancı pozitif hasta). Tüm hastalarda ÇKBT anjiografinin  $\geq\%50$  stenozları saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif degerleri tablo 12'de gösterilmiştir.

**Tablo 12:** Tüm hastalarda ÇKBT anjiografinin  $\geq\%50$  stenozları saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif degerleri

	Duyarlılık	Özgüllük	Pozitif prediktif değer	Negatif prediktif değer
Tüm Hastalar	96.2	66.6	68.4	96.0

İleri dereceli stenoz ( $\geq\%75$ ) açısından yaptığımız analizlerde 63 hastadan İKA tarafından ileri dereceli stenoz tespit edilen 16 hastadan 11 tanesi ÇKBT anjiografi tarafından da ileri dereceli stenoz olarak yorumlanmıştı (gerçek pozitif hasta). ÇKBT anjiografi diğer 5 hastadan (yalancı negatif hasta) 3 tanesini %50-74, 2 tanesini de %1-49 darlık olarak yorumlanmıştı. 44 hasta hem ÇKBT anjiografi hem de İKA tarafından ileri dereceli stenoz açısından normal olarak değerlendirildi (gerçek negatif hasta). ÇKBT anjiografi tarafından ileri dereceli stenoz olarak yorumlanan 3 hasta İKA tarafından normal veya ileri dereceli olmayan stenoz olarak değerlendirilmişti (yalancı pozitif hasta).

Tüm hastalarda ÇKBT anjiografinin  $\geq\%75$  stenozları saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif degerleri tablo 13’te gösterilmiştir.

**Tablo 13:** Tüm hastalarda ÇKBT anjiografinin  $\geq\%75$ stenozları saptamadaki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif prediktif degerleri

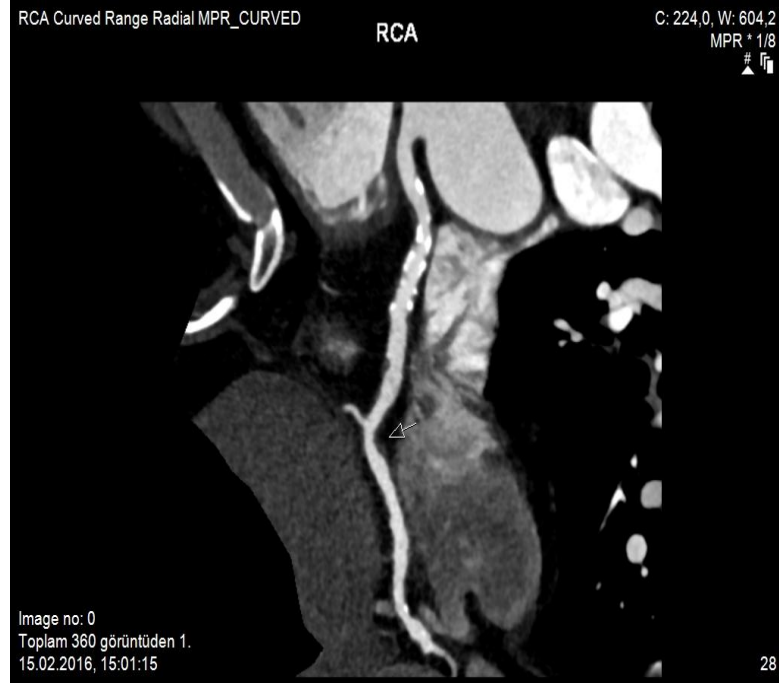
	Duyarlılık	Özgüllük	Pozitif prediktif değer	Negatif prediktif değer
Tüm Hastalar	68.7	93.6	78.5	89.0

ÇKBT anjiografi ile tespit ettiğimiz plakların %48.3’ü (n=117) miks, %39.2’si (n=95) kalsifiye ve %12.3’ü (n=30) ise soft plak karakterindeydi.

## OLGU ÖRNEKLERİ

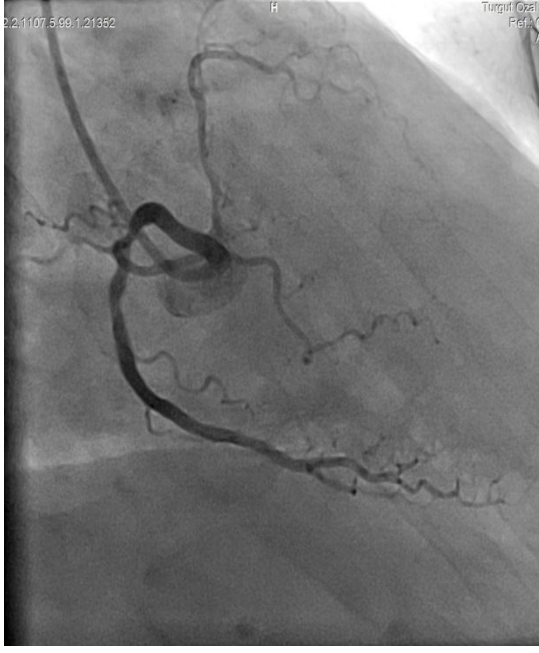


(a)

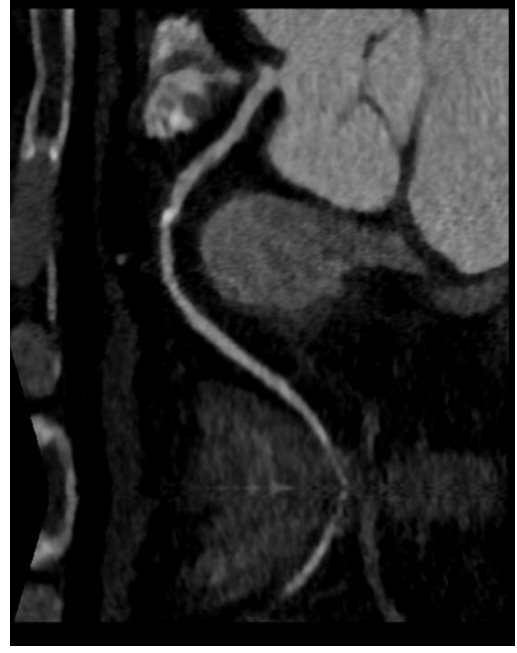


(b)

**Şekil 16:** 65 yaşında erkek hasta, İKA (a) ve ÇKBT curved MPR rekonstrüksiyon (b) görüntülerde RCA akut marjinal dal sonrasında lümeninde yaklaşık % 50 darlığa neden olan soft plak izlenmektedir. Ayrıca RCA proksimal düzeyde İKA görüntülerinde lümeninde düzensizliğe yol açan anlamlı darlık oluşturmayan kalsifiye plaklar izlenmektedir.



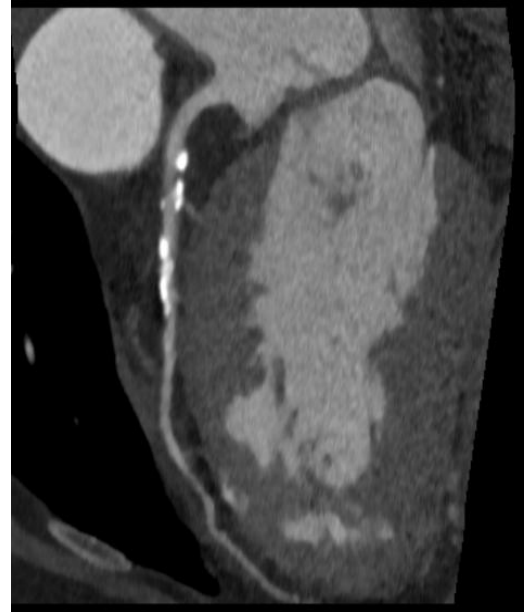
(a)



(b)



(c)



(d)

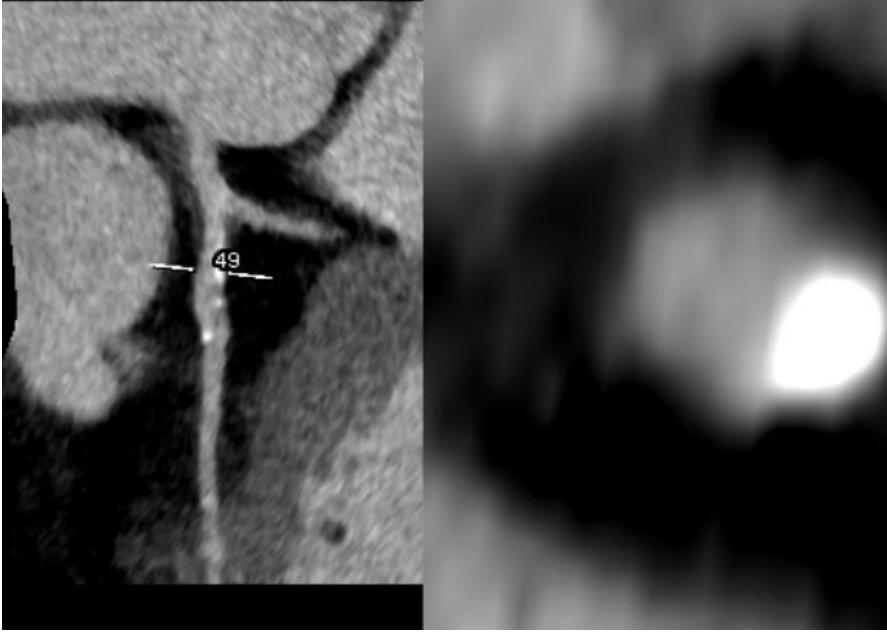
**Şekil 17:** 74 yaşında bayan hasta İKA (a) ve ÇKBT curved MPR rekonstrüksiyon görüntülerde RCA akut marjinal dal öncesinde lümeninde % 50-74 darlığa neden olan diskret kalsifiye plak izlenmektedir. Aynı hastanın İKA (c) ve curved MPR görüntülerde LAD D1 sonrası lümeninde % 50-74 stenoza yol açan tübüler kalsifiye plak izlenmektedir. Ayrıca LAD proksimal segmentte anlamlı darlık oluşturmayan kalsifiye plak izlenmektedir.



(a)



(b)



(c)

**Şekil 18:** 66 yaşında erkek hasta İKA (a) ve curved MPR (b, c) görüntülerde LAD ve LCX proksimalinde lümende % 50'den az stenoza yol açan kalsifiye plaklar izlenmektedir.



## 5. TARTIŞMA

Gelişmiş ülkelerde kardiyovasküler hastalıklar en önde gelen ölüm nedenidir. Kardiyovasküler hastalıklar arasında en sık görülen, mortalitesi ve morbiditesi en fazla olan klinik tablo koroner arter hastalığıdır (1, 2). Epidemiyolojik konumu nedeni ile koroner arter hastalığının tanısı büyük önem arz etmektedir.

İnvaziv koroner anjiyografi koroner arter hastalığının tanısında altın standart yöntemdir. İKA, KAH varlığında lümen çapını, darlık oranını, lümen düzensizliğini yüksek rezolüsyon ile gösterir. En önemli avantajı hastanın klinik bulgularına göre acil veya elektif şartlarda stenoz bölgesine balon ve stent gibi girişimsel işlemlere olanak sağlamasıdır. İKA koroner arterlerin lümenini kontrast boyanmasına sekonder dolaylı olarak görüntülediğinden sadece lümen ile ilgili bilgi sağlar, damar duvarı doğrudan gözlenmez. Bu nedenle İKA aterosklerotik plağın karakteri ve rüptür eğilimi hakkında bilgi sağlamaz. Lümen darlığı çoğunlukla stenotik segmentin proksimalindeki normal segmente oranlanması ile belirlenir. Diffüz aterosklerotik koroner arter hastalığı varlığında, damarda normal segment bulunmaması halinde invaziv koroner anjiyografi ile darlık oranı gerçek oranının altında tahmin edilebilir. Ek olarak plaklar lümen dışına doğru yer değiştirdiğinde (pozitif remodelling) lümen çapı önemli KAH'a rağmen normal izlenebilir. Ayrıca invaziv bir işlem olması bir takım riskleri beraberinde getirmektedir. Riskin büyüklüğü anjiyografi yapan uzmanın becerisi ve deneyimi, hastanın klinik semptomların stabilitesi ve koroner arter hastalığının yaygınlığı ile alakalıdır. En önemli komplikasyonlar inme, miyokart infarktüsü ve ölümdür. İKA'nın yüksek maliyeti ve olguların yalnızca 1/3'ünde anjiyografi sırasında tedaviye yönelik girişimsel işlemlere gerek duyulması diğer dezavantajları olup bu nedenlere bağlı olarak tanısız amaçlı daha maliyet etkin ve invaziv olmayan bir görüntüleme yöntemine ihtiyaç duyulmuştur (3, 81, 82).

Çok kesitli BT koroner anjiyografi, manyetik rezonans görüntüleme , pozitron emisyon tomografisi ve bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi gibi görüntüleme yöntemleri son yıllarda hızlı bir şekilde gelişme göstermiştir. Koroner arter hastalığının değerlendirilmesinde, kardiyak MRG'nin kullanımı, yeni teknik gelişmeler olmasına rağmen, uzun tarama zamanı, geniş alanı tarama eksikliği ve değişken protokoller

nedeniyle sınırlıdır. Pozitron emisyon tomografisi ve SPECT ise kardiyak fonksiyon hakkında yeterli bilgi vermesine rağmen, koroner plakların karakterizasyonu ile birlikte koroner lümen hakkında sınırlı bilgi sağlaması ve anatomik detay bilgisinin yetersiz olması nedeniyle KAH tanısında rutin olarak kullanılmamaktadır (4). İnvasküler ultrason koroner arterlerin kesitsel görüntülenmesine ve koroner aterosklerotik plakların kapsamlı değerlendirilmesine imkan sağlar. Ancak işlemin invaziv karakteri anjiyografi sırasında komplikasyon riskini artırmakta, maliyet etkin olmaması ve uzun süren bir işlem olması nedeniyle plak karakterizasyonunun rutin değerlendirilmesinde kullanılmamaktadır (5).

Son yıllarda koroner aterosklerozun değerlendirilmesinde ÇKBT koroner anjiyografinin kullanımı gittikçe yaygınlaşmaktadır. Yüksek uzaysal ve zamansal rezolüsyona sahip ÇKBT'ler; çok fazla açıdan ve plandan anatomik detayı ortaya çıkarabilmesi, yumuşak dokuları ve komşu anatomik yapıları oldukça iyi göstermesi, non-invaziv bir yöntem olması, görüntülerin projeksiyonel değil 3 boyutlu ve kesitsel olması, koroner arter duvarı aterosklerotik plak sınırını gösterebilmesi, plak karakterizasyonu yapabilmesi nedeni ile koroner arterlerin görüntülenmesinde yüksek potansiyele sahip bir yöntem olarak kullanılmaya başlanmıştır (6).

Çok kesitli bilgisayarlı tomografi teknolojisindeki gelişmeler uzun mesafeleri kısa sürede ve ince çözünürlükte görüntülemeyi mümkün kıldığından, ÇKBT anjiyografi 1998'den beri koroner arter sistemi dışındaki vasküler yapıların görüntülenmesinde kullanılmaktadır. Kalbin hareketli bir organ olması nedeniyle ÇKBT'nin koroner arterleri görüntülemeye kullanılabilmesi ancak bu cihazlara EKG tetikleme birleştirilmesinden sonra mümkün olmuştur (100). EKG ile eş zamanlı görüntüleme ve rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması, yüksel uzaysal ve zamansal çözünürlüğe sahip olması, daha hızlı volüm taraması yapabilmesi; uygun ön hazırlık ve düşük kalp atım hızında çekim yapılan hastalarda koroner arter darlıklarını yüksek duyarlılıkla tesbit etmesine olanak sağlamıştır. ÇKBT cihazlarında artmış dedektör sayısı, gantri rotasyon süresinin azalması, ince kesit kalınlığı ve X ışınından yararlanma faktöründeki artış gibi özellikler ÇKBT anjiografinin koroner arter hastalığı görüntülenmesinde kullanımını arttırmıştır.

ÇKBT bilinen veya şüpheli KAH olan hastalarda mortalite ve tahmini kardiyak olaylar hakkında bağımsız prognostik bilgi sağlar ve aterosklerotik plak karakterizasyonunu ve miktarını belirler. Aralarında Amerikan Radyoloji Derneği ve Amerikan Kalp Derneği'nin de bulunduğu 8 Amerikan Sağlık Derneği'nin ortak katılımıyla yayınlanan kardiyak BT'nin uygun kullanımı kriterlerine göre, koroner BT anjiyografinin kullanımı KAH açısından düşük ve orta risk grubunda yer alan hastalarda önerilmekte, ancak yüksek risk grubunda yer alan hastalarda ise önerilmemektedir (7). Yüksek risk grubunda, hem tanı hem de tedavinin aynı seansta yapılabilmesine olanak veren İKA önerilmektedir.

Duyarlılığı yüksek ÇKBT anjiografiler elde etmek için iyi bir hasta hazırlığı ve uygun çekim protokolü ile çekim yapmış olmak son derece önemlidir. Hareketli bir organda ince kalibrasyondaki koroner arterleri görüntülemeye çalıştığımızdan kalp ve solunum hareketlerini minimuma indirmek, değerlendirilebilir görüntüler elde etmemizi sağlayacaktır. Çekim öncesinde hastalara nefes egzersizleri yaptırılarak kardiyak çekim için gerekli süre (6-9 sn) kadar nefes tutabilmeleri sağlanmalıdır. Kalp hareketlerini en aza indirmek amacıyla kalp hızı dakikada 70 atımın altında tutulmalıdır. Böylelikle kalbin en az hareketli olduğu ventriküler diastol fazı uzatılmış olacak ve daha kaliteli görüntüler elde etmek mümkün olacaktır. Giesler ve arkadaşlarının (130) yaptığı bir çalışmada nabız dakikada 70 atımın altında iken koroner arterlerin % 13'ünde, nabız 70 atımın üzerinde olduğunda ise koroner arterlerin %33'ünde görüntü kalitesi bozulmuştur. Kalp hızı dakikada 70 atımdan yüksek olan hastalarda çekimden önce kardiyolog bilgisi dahilinde hastaya  $\beta$ -bloker uygulanmalı ve nabız 70 atımın altına düştükten sonra çekim başlatılmalıdır. Ayrıca yeterli miktarda, uygun hız ve zamanda kontrast madde kullanılması koroner arter lezyonlarını saptama duyarlılığını artıracaktır.

BT teknolojisindeki gelişmeler, hareketli bir organ olan kalbin görüntülenmesinde kritik bir parametre olan zamansal rezolüsyonu problem olmaktan çıkarmıştır. 64 kesitli ÇKBT ile yüksek tanısal değerler elde edilmiş ve ÇKBT koroner arter stenoz şüphesi olan hasta grubunda İKA'ya non-invaziv alternatif bir yöntem olarak kabul görmüştür (137).

29 çalışma ve 2024 hastada  $\geq 16$  ÇKBT cihazları kullanılarak yapılan bir meta analizde stenoz oranı belirtilmeksizin ÇKBT anjiyografi sonuçları İKA sonuçları ile karşılaştırıldığında lezyon saptama oranları sensitivite %81, spesifite %93, pozitif prediktif değer %67.8 ve negatif prediktif değer %96.5 olarak belirtilmiştir.(138) Çalışmamızda stenoz oranlarına bakılmaksızın yaptığımız analizlerde benzer şekilde sensitivite %91.5, spesifite %95, pozitif prediktif değer %84.7 ve negatif prediktif değer %97.4 olarak bulduk.

Ehara, M., Surmely, J. F. ve arkadaşlarının 64 kesitli BT ile yaptıkları koroner anjiyografi çalışmasında 69 hastada 884 segment değerlendirilmiş ve bu segmentlerde  $\geq 50$  stenoz saptanmasında sensitivite %90, spesifite %94, pozitif prediktif değer %89 ve negatif prediktif değer ise %95 olarak belirtilmiştir. (139) Bir başka çalışmada Hans Scheffel, Sebastian Leschka ve arkadaşları 50 hasta ile 64 kesitli BT kullanarak elde ettikleri verileri İKA ile karşılaştırmış ve  $\geq 50$  stenoz belirlenmesinde sensitivite %81.8, spesifite %97.7, pozitif prediktif değer %88.9 ve negatif prediktif değer %95 olarak bulunmuştur.(140) Çalışmamızda tüm segmentlerde  $\geq 50$  stenozları saptama ile ilgili yaptığımız analizlerde İKA tarafından 58 segmentte tespit edilen stenozlardan 52 tanesi ÇKBT anjiyografi tarafından saptanmıştı. Segment bazlı  $\geq 50$  stenozları saptamada sonuçlarımızı İKA ile kıyasladığımızda sensitivite %89.6, spesifite %95.9, pozitif prediktif değer %59.0 ve negatif prediktif değer %99.2 olmaktadır. Burada sonuçlarımız büyük oranda son yıllarda yapılan ÇKBT anjiyografi çalışma sonuçları ile benzerlik göstermektedir. ÇKBT anjiyografide %50-74 stenoz olarak değerlendirdiğimiz segmentlerin bir kısmı İKA tarafından %1-49 darlık olarak yorumlandığından pozitif prediktif değerimiz düşük çıktı. 256 kesit ÇKBT ile 104 hastada yapılan başka bir çalışmada segment bazlı analizlerde  $\geq 50$  stenoz saptama sonuçları sensitivite %93.5, spesifite %95, pozitif prediktif değer %77.6 ve negatif prediktif değer %98.7 olarak belirtilmişti.(141) Çalışmamızda hem 64 hem de 256 kesitli ÇKBT cihazı kullanmakla beraber hastalarımızın çoğu 64 kesitli cihazda çekilmişti. Bununla beraber sonuçlarımızı sadece 256 kesit ÇKBT kullanılan bu çalışma ile kıyasladığımızda büyük bir farklılık olmadığını görüyoruz. Yine bu çalışmada sonuçlarımızla benzer şekilde pozitif prediktif değerinin düşük olduğunu görüyoruz.

Günümüzde ÇKBT anjiografi daha çok düşük-orta riskli hasta grubunda obstrüktif KAH'ın dışlanmasında kullanım endikasyonu bulmuştur. Bu kullanım ÇKBT anjiografinin obstrüktif KAH konusundaki yüksek negatif prediktif değerinden dolayı geniş bilimsel topluluklar tarafından destek görmektedir (7). Ancak çok merkezli olarak 291 hastada yapılan bir çalışmanın analizlerinde negatif prediktif değer yüksek olmasına rağmen pozitif prediktif değer düşük çıkmıştır(142).

Alexander W. Leber, Andreas Knez ve arkadaşlarının 64 kesitli ÇKBT ile 55 hastada 798 değerlendirilebilir segmentte yaptıkları çalışmada segment bazlı analizlerde  $\geq\%75$  stenozları tespit etmede sonuçlar İKA ile karşılaştırıldığında sensitivite  $\%80$  ve spesifite  $\%97$  olarak bulunmuştur (143). Çalışmamızda segment bazlı analizlerde  $\geq\%75$  stenozları tespit etmede sensitivite  $\%64$ , spesifite  $\%99$ , pozitif prediktif değer  $\%64$  ve negatif prediktif değer  $\%99$  şeklinde sonuçlar elde ettik. Burada sensitivite oranımızın düşük çıkmasının sebebi olarak stenoz oranlarında yanılığa düşmemiz olduğunu düşünüyoruz. ÇKBT anjiografi sonuçlarımızda  $\%50-74$  stenoz olarak yorumladığımız ancak İKA sonuçlarında  $\geq\%75$  stenoz olarak belirtilen segmentler duyarlılık oranımızı düşürmüştür. Dolayısıyla lezyon saptama konusunda duyarlılık oranlarımız yüksek iken stenoz oranı saptamada daha düşük çıkmıştır. Yine burada pozitif prediktif değerinin düşük çıkması ÇKBT anjiografide  $\geq\%75$  stenoz olarak değerlendirilen segmentlerin bir kısmının İKA sonuçlarında  $\%50-74$  stenoz olarak yorumlanması ile benzer şekilde açıklanabilir.

Matthew J. Budoff, David Dowe ve arkadaşlarının 64 kesitli ÇKBT anjiografi cihazları ile prospektif ve çok merkezli olarak daha önce bilinen koroner arter hastalığı olmayıp göğüs ağrısı ile başvurmuş 230 hastada yaptıkları çalışmada  $\%50$  ve  $\%70$  eşik değerleri kullanılarak ÇKBT anjiografinin tanısal doğruluk oranları araştırılmış. Elde edilen verilerde hasta bazlı analizlerde  $\geq\%50$  stenoz saptamada sensitivite  $\%95$ , spesifite  $\%83$ , pozitif prediktif değer  $\%64$  ve negatif prediktif değer  $\%99$  olarak belirtilmiş. Yine hasta bazlı analizlerde  $\geq\%70$  stenoz saptamada sensitivite  $\%94$ , spesifite  $\%83$ , pozitif prediktif değer  $\%48$  ve negatif prediktif değer  $\%99$  olarak bulunmuş (144). 256 kesit ÇKBT ile 104 hastada yapılan başka bir çalışmada hasta bazlı analizlerde  $\geq\%50$  stenoz saptama sonuçları sensitivite  $\%98.8$ , spesifite  $\%50$ , pozitif prediktif değer  $\%92.4$  ve negatif prediktif değer  $\%87.5$  olarak belirtilmişti (141).

Çalışmamızda, hasta bazlı değerlendirmelerimizde, ÇKBT anjiyografi sonuçları İKA sonuçları ile kıyaslandığında,  $\geq\%50$  stenoz tespit etmede sensitivite  $\%96.2$ , spesifite  $\%66.6$ , pozitif prediktif değer  $\%68.4$  ve negatif prediktif değer  $\%96$  olarak bulduk. Yine hasta bazlı analizlerimizde  $\geq\%75$  stenoz saptamada sensitivite  $\%68.7$ , spesifite  $\%93.6$ , pozitif prediktif değer  $\%78.5$  ve negatif prediktif değer  $\%89$  sonuçlarını elde ettik. Burada hem  $\geq\%50$  ve  $\geq\%75$  eşik değerleri için pozitif prediktif değerlerin düşük çıkması hem de  $\geq\%75$  eşik değeri için sensitivite oranının düşük çıkması lezyonların tesbiti ile ilgili değil lümeninde oluşturduğu darlık oranları ile ilgili yanılgılardan kaynaklanmaktadır.

ÇKBT anjiyografinin doğruluğunu araştıran bir çok çalışmada yüksek yanlış pozitif sonuçlar ve düşük pozitif prediktif değerler izlenmektedir. Yanlış pozitifliği artıran faktörlerin başında görüntü kalitesini düşüren teknik problemler ve hareket artefaktları gelmektedir. Koroner arterlerdeki yaygın yüksek dansiteli kalsifiye plaklar hem ÇKBT anjiyografi değerlendirmeyi zorlaştırmakta hem de sonuçların doğruluğunu sınırlandırmaktadır. Yoğun kalsifiye plakların varlığı lümen daralmasının olduğundan fazla gibi değerlendirilmesine ve stenoz oranlarında yanlış pozitif sonuçlara neden olmaktadır (141).

Koroner arter plakları İKA görüntülerinde düzenli veya düzensiz dolma defektleri şeklinde izlenirken ÇKBT anjiyografi ile lümeninde daralmaya neden olan palağın karakterizasyonunu yapmak ve böylece klinik olarak daha riskli lezyonları belirtmek mümkündür. ÇKBT anjiyografi ile tesbit ettiğimiz plakların  $\%48.3$ 'ü ( $n=117$ ) miks,  $\%39.2$ 'si ( $n=95$ ) kalsifiye ve  $\%12.3$ 'ü ( $n=30$ ) ise soft plak karakterindeydi. Yüzey düzensizliği bulunan veya ülser olan soft-miks plakların, kalsifiye plaklara oranlara akut koroner sendroma çok daha fazla sebep olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir(145).

## 6. SONUÇ

Sonuç olarak günümüzde koroner arter hastalığı tanısı epidemiyolojik konumu nedeni ile büyük önem taşımaktadır. Koroner arter hastalığı tanısında konvansiyonel koroner anjiyografi invaziv bir yöntem olması, hastanede yatış gerektirmesi ve invaziv olması nedeni ile olası komplikasyonları ile beraber altın standart yöntem olarak kullanılmaktadır. Plak morfolojisi ve damarın duvar yapısı hakkında yeterli bilgi vermemektedir. Buna bağlı olarak özellikle pozitif remodeling ile seyreden yaygın aterosklerotik hastalığa rağmen normal sonuçlar verebilmektedir. Ayrıca plak karakterizasyonu yapamadığından plağın rüptür eğilimi hakkında yetersiz kalmaktadır. Çok kesitli bilgisayarlı tomografi teknolojisindeki gelişmeler ile beraber son yıllarda koroner arter hastalığı tanısında ÇKBT anjiyografi kullanımını oldukça artmaktadır. Non-invaziv bir yöntem olması, dolayısı ile hastanede yatış gerektirmemesi, erken dönem ateroskleroza tespit etmesi, plak karakterizasyonu yapabilmesi önemli avantajlarıdır. Yine ÇKBT teknolojisindeki gelişmeler ile beraber daha düşük radyasyon dozu ile kaliteli görüntüler elde etmek mümkündür. EKG ile eş zamanlı görüntüleme ve rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması, yüksel uzaysal ve zamansal çözünürlüğe sahip olması, daha hızlı volüm taraması yapabilmesi; uygun ön hazırlık ve düşük kalp atım hızında çekim yapılan hastalarda koroner arter darlıklarını yüksek duyarlılıkla tespit etmesine olanak sağlamıştır. Hem bizim çalışmamızda hem de ÇKBT anjiyografi ile ilgili son yıllarda yapılmış çalışmalarda segment, damar ve hasta bazlı incelemelerde ÇKBT anjiyografinin yüksek duyarlılık ve negatif prediktif değerler elde ettiğini görmekteyiz. Ancak çekim sırasındaki teknik problemler, hareket artefaktları ve özellikle yüksek kalsiyum skoru nedeni ile ÇKBT anjiyografi plakların darlık oranlarında olduğundan daha yüksek olarak yorumlayabilmektedir. Buna bağlı olarak çalışmalarda pozitif prediktif değerlerin düşüklüğü dikkatimizi çekmektedir. Bununla beraber ÇKBT anjiyografi ile ilgili yapılan çalışmalar gösteriyor ki, koroner arter hastalığı bilinen veya koroner arter hastalığı açısından düşük ve orta risk grubunda yer alan hastalarda non-invaziv bir yöntem olarak ÇKBT anjiyografi kullanılmaya aday bir tetkiktir.

## 7. KAYNAKLAR

1. American Heart Association. Heart Disease and Stroke Statistics 2005 Update. Dallas, Texas. American Heart Association. 2005.
2. Murray CJ, Lopez AD. Mortality by cause for eight regions of the world: Global Burden of Disease Study. *Lancet* 1997; 349: 1269-1276.
3. American Heart Association 2002 Heart and Stroke Statistical Update. Dallas: American Heart Association. 2001.
4. Sun ZH, Cao Y, Li HF. Multislice computed tomography angiography in the diagnosis of coronary artery disease. *J Geriatr Cardiol* 2011; 8: 104-13.
5. Mueller C, Hodgson JM, Schindler C, Perruchoud AP, Roskamm H, Buettner HJ. Cost-effectiveness of intracoronary ultrasound for percutaneous coronary interventions. *Am J Cardiol* 2003; 91: 143-7.
6. Kantarcı, M., Duran, C., Durur, I., Ulusoy, L., Gülbaran, M., & Önbaşı, Ö. (2004). Koroner arterlerin değerlendirilmesinde multi dedektör BT anjiyografi: Teknik, anatomi ve varyasyonlar. *Bilgisayarlı Tomografi Bülteni*, 8, 90-8.
7. Taylor, A. J., Cerqueira, M., Hodgson, J. M., Mark, D., Min, J., O'Gara, P., & Rubin, G. D. (2010). ACCF/SCCT/ACR/AHA/ASE/ASNC/NASCI/SCAI/SCMR 2010 appropriate use criteria for cardiac computed tomography: a report of the American college of cardiology foundation appropriate use criteria task force, the society of cardiovascular computed tomography, the American college of radiology, the American heart association, the American society of echocardiography, the American society of nuclear cardiology, the north American society for cardiovascular imaging, the society for cardiovascular angiography and .... *Journal of the American College of Cardiology*, 56(22), 1864-1894.
8. Sadler TW, Langmans medical embryology, Baltimore: Williams & Wilkins 2004:175-183.
9. Baim DS, Grossman W. Coronary angiography. Cardiac catheterization, angiography, and intervention. Baltimore, Williams & Wilkins. 1996; 183-208.



10. Dianas PG, Stuber M, McConnell MV, Manning WJ. The diagnosis of congenital coronary anomalies with magnetic resonance imaging. *Coronary Artery Disease*. 2001; 12: 621–626.
11. Austen WG, Edwards JE, Frye RL, Gensini GG, Gott VL, Griffith LS, et al. A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease. Report of the Ad Hoc Committee for Grading of Coronary Artery Disease, Council on Cardiovascular Surgery, American Heart Association. *Circulation* 1975; 51: 5-40.
12. Öztürk E, Sağlam M, Bozlar U, Kemal Sivrioğlu A, Karaman B, Onat L, et al. Arterial supply of the sinoatrial node: a CT coronary angiographic study. *Int J Cardiovasc Imaging* 2011; 27: 619-27.
13. Öztürka, E., & Sivrioğlub, A. K. (2013). Normal Koroner Anatomi ve Varyasyonlar.
14. Kızılkaya E. Coronary artery anatomy. *Turkiye Klinikleri J Radiol-Special Topics* 2011; 4: 7-12.
15. Schwab, S. J., Hlatky, M. A., Pieper, K. S., Davidson, C. J., Morris, K. G., Skelton, T. N., & Bashore, T. M. (1989). Contrast nephrotoxicity: a randomized controlled trial of a nonionic and an ionic radiographic contrast agent. *New England Journal of Medicine*, 320(3), 149-153.
16. Katzberg RW: Urography into the 21st century: new contrast media, renal handling, imaging characteristics, and nephrotoxicity. *Radiology* 1997; 204:297-312.
17. Sundaram B, Patel S, Bogot N, Kazerooni EA. Anatomy and Terminology for the Interpretation and Reporting of Cardiac MDCT: Part 1, Structured Report, Coronary Calcium Screening, and Coronary Artery Anatomy. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 192:574-83.
18. Kini S, Bis KG, Weaver L. Normal and variant coronary arterial and venous anatomy on high-resolution CT angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188: 1665-74.
19. Miller SW. Normal angiographic anatomy and measurements. *Cardiac angiography* Boston, Mass: Little, Brown Library of Radiology. 1984; 51–71.

20. Williams PL, Bannister LH, Berry MM, Collins P, Dyson M, Dussek JE, et al, editors. Angiology. In: Gray's anatomy. 38th ed. New York: Churchill Livingstone. 1995; 621-622.
21. Ulutaş İ. Dolaşım sistemi ve iç salgı bezlerinin anatomisi. 3. baskı. İzmir: Ege Üniversitesi Matbaası. 1977; 256-263.
22. 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.
23. Bergman RA, Afifi AK, Miyauchi R. Coronary Arteries. *Illustrated Encyclopedia of Human Anatomic Variation*. Johns Hopkins Med J. 1970; 126:100–118.
24. Schweiger MJ. Coronary angiography. In: Uretsky BF, eds. *Cardiac catheterization: concepts, techniques and applications*. Malden, Mass: Blackwell Science, 1997; 196– 260.
25. Fujimoto S, Kondo T, Orihara T, Sugiyama J, Kondo M, Kodama T, et al. Prevalence of anomalous origin of coronary artery detected by multi-detector computed tomography at one center. *J Cardiol* 2011; 57: 69-76.
26. Öztürk E. Coronary artery variations. *Türkiye Klinikleri J Radiol-Special Topics* 2011; 4: 13-8.
27. 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.
28. Schmitt R, Froehner S, Brunn J, Wagner M, Brunner H, Cherevatyy O, et al. Congenital anomalies of the coronary arteries: imaging with contrast-enhanced, multidetector computed tomography. *Eur Radiol* 2005; 15: 1110-21.
29. Angelini P, Velasco JA, Flamm S. Coronary anomalies: incidence, pathophysiology, and clinical relevance. *Circulation*. 2002; 105:2449–2454.
30. Angelini P, Coronary artery anomalies-current clinical issues. Definitions, classification, incidence, clinical relevance, and treatment guidelines. *Tex Heart Inst J*. 2002; 29: 271– 278.
31. 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.

32. 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.
33. 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.
34. Parmley WW, Chatterjee K: Coronary arterial anomalies. *Cardiology.* 1989: 178–184.
35. Abouzieid 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.
36. Baltaxe HA, Wixson D, The incidence of congenital anomalies of the coronary arteries in the adult population. *Radiology.* 1977; 122: 47–52.
37. 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.
38. Amasyalı B, Kursaklıoğlu H, Kose S, Iyisoy A, Kılıc 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.
39. 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.
40. Braunwald E. Computed tomography of the heart. In: Braunwald E, eds. *Heart disease: a textbook of cardiovascular medicine.* Philadelphia, Pa: Saunders. 2001:561–564.
41. Carrel T, Tkebuchava T, Jenni R, Arbenz U, Turina M. Congenital coronary fistulas in children and adults: diagnosis, surgical technique, and results. *Cardiology* 1996; 87: 325-30.
42. Wilde P, Watt I. Congenital coronary artery fistulae: six new cases with a collective review. *Clin Radiol* 1980; 31: 301-11.

43. Waller Bruce F. Nonatherosclerotic Coronary Heart Disease. In *The Heart*. Valentin Fuster, R Wayne Alexander, Robert A Rourke (eds), 11. ed, 2004:1175-81.
44. 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.
45. Robinson F. Aneurysms of the coronary arteries. *Am Heart J*. 1985; 109:129 -135.
46. Murthy PA, Mohammed TL, Read K, Gilkeson RC, White CS. MDCT of coronary artery aneurysms. *Am J Roentgenol*. 2005; 184: 19-20.
47. Konen, E., Feinberg, M. S., Morag, B., Guetta, V., Shinfeld, A., Smolinsky, A., & Rozenman, J. (2001). Giant right coronary aneurysm: CT angiographic and echocardiographic findings. *American Journal of Roentgenology*, 177(3), 689-691.
48. Yano, K., Yoshino, H., Taniuchi, M., Kachi, E., Shimizu, H., Watanuki, A., & Ishikawa, K. (2001). Myocardial bridging of the left anterior descending coronary artery in acute inferior wall myocardial infarction. *Clinical cardiology*, 24(3), 202-208.
49. 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. *AJR*. 2006; 186: 391-394.
50. Mohlenkamp S, Hort W, Ge J, Erbel R. Update in myocardial bridging. *Circulation* 2002; 106: 2616–2622.
51. Clemmons DR. Exposure to platelet-derived growth factor modulates the porcine aortic smooth muscle cell response to somatomedin-C. *Endocrinology*. 1985;117: 77-83.
52. Stary, H. C., Chandler, A. B., Dinsmore, R. E., Fuster, V., Glagov, S., Insull, W., ... & Wissler, R. W. (1995). A definition of advanced types of atherosclerotic lesions and a histological classification of atherosclerosis A report from the Committee on Vascular Lesions of the Council on Arteriosclerosis, American Heart Association. *Circulation*, 92(5), 1355-1374.

53. Fuster V, Lewis A. Conner Memorial Lecture. Mechanisms leading to myocardial infarction: insights from studies of vascular biology. *Circulation*. 1994;90: 2126–2146.
54. Stary HC. Natural history and histological classification of atherosclerotic lesions. An update. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 2000; 20:1177-1178.
55. Virmani, R., Kolodgie, F. D., Burke, A. P., Farb, A., & Schwartz, S. M. (2000). Lessons from sudden coronary death a comprehensive morphological classification scheme for atherosclerotic lesions. *Arteriosclerosis, thrombosis, and vascular biology*, 20(5), 1262-1275.
56. Van Nieuw Amerongen GP, van Hinsbergh VW. Cytoskeletal effects of rho-like small guanine nucleotide-binding proteins in the vascular system. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*. 2001;21: 300-311.
57. Bostrom K, Watson KE, Horn S, Wortham C, Herman IM, Demer LL. Bone morphogenetic protein expression in human atherosclerotic lesions. *J Clin Invest*. 1993;91: 1800-1809.
58. Ellison, R. C., Zhang, Y., Wagenknecht, L. E., Eckfeldt, J. H., Hopkins, P. N., Pankow, J. S., ... & Carr, J. J. (2005). Relation of the metabolic syndrome to calcified atherosclerotic plaque in the coronary arteries and aorta. *The American journal of cardiology*, 95(10), 1180-1186.
59. Heuschmid, M., Kuettner, A., Schroeder, S., Trabold, T., Feyer, A., Seemann, M. D., ... & Kopp, A. F. (2005). ECG-gated 16-MDCT of the coronary arteries: assessment of image quality and accuracy in detecting stenoses. *American Journal of Roentgenology*, 184(5), 1413-1419.
60. Bottcher M, Falk E Pathology of the coronary arteries in smokers and nonsmokers. *J Cardiovasc Risk*. 1999 Oct;6(5):299–302.
61. Horiguchi, J., Yamamoto, H., Akiyama, Y., Marukawa, K., Hirai, N., & Ito, K. (2004). Coronary artery calcium scoring using 16-MDCT and a retrospective ECG-gating reconstruction algorithm. *American Journal of Roentgenology*, 183(1), 103-108.
62. Budoff, M. J., Achenbach, S., Blumenthal, R. S., Carr, J. J., Goldin, J. G., Greenland, P., ... & Shaw, L. J. (2006). Assessment of coronary artery disease by cardiac computed tomography a scientific statement from the American Heart

- Association Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention, Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, and Committee on Cardiac Imaging, Council on Clinical Cardiology. *Circulation*, 114(16), 1761-1791.
63. Rumberger JA, Brundage BH, Rader DJ, Kondos G. Electron beam computed tomographic coronary calcium scanning: a review and guidelines for use in asymptomatic persons. *Mayo Clin Proc* 1999; 74: 243-52.
  64. Wexler, L., Brundage, B., Crouse, J., Detrano, R., Fuster, V., Maddahi, J., ... & Staff, A. H. A. (1996). Coronary Artery Calcification: Pathophysiology, Epidemiology, Imaging Methods, and Clinical Implications A Statement for Health Professionals From the American Heart Association. *Circulation*, 94(5), 1175-1192.
  65. Mintz, G. S., Pichard, A. D., Popma, J. J., Kent, K. M., Satler, L. F., Bucher, T. A., & Leon, M. B. (1997). Determinants and correlates of target lesion calcium in coronary artery disease: a clinical, angiographic and intravascular ultrasound study. *Journal of the American College of Cardiology*, 29(2), 268-274.
  66. Rumberger JA, Simons DB, Ritzpatrick LA, Sheedy PF, Schwartz RS. Coronary artery calcium area by electron-beam computed tomography and coronary atherosclerotic plaque area: a histopathologic correlative study. *Circulation* 1995; 92: 2157-62.
  67. Baumgart, D., Schmermund, A., Goerge, G., Haude, M., Ge, J., Adamzik, M., ... & Erbel, R. (1997). Comparison of electron beam computed tomography with intracoronary ultrasound and coronary angiography for detection of coronary atherosclerosis. *Journal of the American College of Cardiology*, 30(1), 57-64.
  68. Budoff, M. J., Diamond, G. A., Raggi, P., Arad, Y., Guerci, A. D., Callister, T. Q., & Berman, D. (2002). Continuous probabilistic prediction of angiographically significant coronary artery disease using electron beam tomography. *Circulation*, 105(15), 1791-1796.
  69. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer NR, Viamonte M Jr, Detrano R. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 1990; 15: 827-32.

70. Callister TQ, Cooil B, Raya SP, Lippolis NJ, Russo DJ, Raggi P. Coronary artery disease: improved reproducibility of calcium scoring with electron-beam CT volumetric method. *Radiology* 1998; 208: 807-14.
71. O'Rourke, R. A., Brundage, B. H., Froelicher, V. F., Greenland, P., Grundy, S. M., Hachamovitch, R., ... & Forrester, J. S. (2000). American College of Cardiology/American Heart Association Expert Consensus document on electron-beam computed tomography for the diagnosis and prognosis of coronary artery disease. *Journal of the American College of Cardiology*, 36(1), 326-340.
72. Janowitz WR, Agatston AS, Kaplan G, Vlamonte M Jr. Differences in prevalence and extent of coronary artery calcium detected by ultrafast computed tomography in asymptomatic men and women. *Am J Cardiol* 1993; 72: 247-54.
73. Budoff MJ, Gul KM. Expert review on coronary calcium. *Vasc Health Risk Manag* 2000; 4: 315-24.
74. Schmermund A, Baumgart D, Goerge G, Siebel R, Grönemeyer D, Ge J, et al. Coronary artery calcium in acute coronary syndromes: a comparative study of electronbeam computed tomography, coronary angiography, and intracoronary ultrasound in survivors of acute myocardial infarction and unstable angina. *Circulation* 1997; 96: 1461-9.
75. 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.
76. Erdoğan N, Altın L, Altunkankitap Ş, Elektron beam tomografi ile koroner arterlerde kalsiyum miktarının saptanması. *Türk Tanısal ve Girişimsel Radyoloji Dergisi* 2002; 4: 533–537.
77. Bernhard L. Gerber, Emmanuel Coche, Agnes 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.
78. Candan İ, Oral D, *Kardiyoloji*. Ankara: ANTIP A.Ş. 2002; 227–270.
79. Fisher, L. D., Judkins, M. P., Lesperance, J., Cameron, A., Swaye, P., Ryan, T., ... & Kemp, H. (1982). Reproducibility of coronary arteriographic reading in the

- coronary artery surgery study (CASS). *Catheterization and cardiovascular diagnosis*, 8(6), 565-575.
80. Rodenwaldt, J. (2003). Multislice computed tomography of the coronary arteries. *European radiology*, 13(4), 748-757.
  81. Davis K, Kennedy JW, Kemp HG Jr, Judkins MP, Gosselin AJ, Killip T. Complications of coronary arteriography from the Collaborative Study of Coronary Artery Surgery (CASS). *Circulation*. 1979 Jun;59(6):1105–12.
  82. Johnson, L. W., Lozner, E. C., Johnson, S., Krone, R., Pichard, A. D., Vetrovec, G. W., & Noto, T. J. (1989). Coronary arteriography 1984–1987: a report of the Registry of the Society for Cardiac Angiography and Interventions. I. Results and complications. *Catheterization and cardiovascular diagnosis*, 17(1), 5-10.
  83. Noto, T. J., Johnson, L. W., Krone, R., Weaver, W. F., Clark, D. A., Kramer, J. R., ... & Parker, J. J. (1991). Cardiac catheterization 1990: a report of the Registry of the Society for Cardiac Angiography and Interventions (SCA&I). *Catheterization and cardiovascular diagnosis*, 24(2), 75-83.
  84. Kadir S. *Diagnostic Angiography*. 1st ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1986: 445-464.
  85. Fayad, Z. A., & Fuster, V. (2001). Clinical imaging of the high-risk or vulnerable atherosclerotic plaque. *Circulation research*, 89(4), 305-316.
  86. Worthley, S. G., Farouque, H. M., Helft, G., & Meredith, I. T. (2002). Coronary artery imaging in the new millennium. *Heart Lung & Circulation*, 11(1), 19-25.
  87. Nair, A., Kuban, B. D., Tuzcu, E. M., Schoenhagen, P., Nissen, S. E., & Vince, D. G. (2002). Coronary plaque classification with intravascular ultrasound radiofrequency data analysis. *Circulation*, 106(17), 2200-2206.
  88. Topol, E. J., & Nissen, S. E. (1995). Our preoccupation with coronary luminology the dissociation between clinical and angiographic findings in ischemic heart disease. *Circulation*, 92(8), 2333-2342.
  89. Raggi, P. (2001). Coronary calcium on electron beam tomography imaging as a surrogate marker of coronary artery disease. *The American journal of cardiology*, 87(4), 27-34.90. Breen, J. F., Sheedy 2nd, P. F., Schwartz, R. S., Stanson, A. W., Kaufmann, R. B., Moll, P. P., & Rumberger, J. A. (1992).



- Coronary artery calcification detected with ultrafast CT as an indication of coronary artery disease. *Radiology*, 185(2), 435-439.
91. Achenbach, S., Moshage, W., Ropers, D., Nossen, J., & Daniel, W. G. (1998). Value of electron-beam computed tomography for the noninvasive detection of high-grade coronary-artery stenoses and occlusions. *New England Journal of Medicine*, 339(27), 1964-1971.
  92. Gerber, T. C., Kuzo, R. S., Karstaedt, N., Lane, G. E., Morin, R. L., Sheedy, P. F., ... & Pietan, J. H. (2002, January). Current results and new developments of coronary angiography with use of contrast-enhanced computed tomography of the heart. In *Mayo Clinic Proceedings* (Vol. 77, No. 1, pp. 55-71). Elsevier.
  93. Hong, C., Becker, C. R., Huber, A., Schoepf, U. J., Ohnesorge, B., Knez, A., ... & Reiser, M. F. (2001). ECG-gated Reconstructed Multi-Detector Row CT Coronary Angiography: Effect of Varying Trigger Delay on Image Quality 1. *Radiology*, 220(3), 712-717.
  94. Manning WJ, Nezafat R, Appelbaum E ve ark. Coronary magnetic resonance imaging. *Cardiol Clin*. 2007;25: 141-70.
  95. Zeman, R. K., Fox, S. H., Silverman, P. M., Davros, W. J., Carter, L. M., Griego, D., ... & Cooper, C. J. (1993). Helical (spiral) CT of the abdomen. *AJR. American journal of roentgenology*, 160(4), 719-725.
  96. Katada, K. (1999). Half-second, half millimeter real time multislice helical CT: CT diagnosis using Aquillon. *Medical Review*, 68, 1-8.
  97. Hu, H., He, H. D., Foley, W. D., & Fox, S. H. (2000). Four Multidetector-Row Helical CT: Image Quality and Volume Coverage Speed 1. *Radiology*, 215(1), 55-62.
  98. Mahesh, M., & Cody, D. D. (2007). Physics of Cardiac Imaging with Multiple-Row Detector CT 1. *Radiographics*, 27(5), 1495-1509.
  99. Achenbach, S., Giesler, T., Ropers, D., Ulzheimer, S., Derlien, H., Schulte, C., ... & Kalender, W. A. (2001). Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multislice spiral computed tomography. *Circulation*, 103(21), 2535-2538.

100. Ohnesorge, B., Flohr, T., Becker, C., Kopp, A. F., Schoepf, U. J., Baum, U., ... & Reiser, M. F. (2000). Cardiac Imaging by Means of Electrocardiographically Gated Multislice Spiral CT: Initial Experience 1. *Radiology*, 217(2), 564-571.
101. Flohr, T., & Ohnesorge, B. (2001). Heart rate adaptive optimization of spatial and temporal resolution for electrocardiogram-gated multislice spiral CT of the heart. *Journal of computer assisted tomography*, 25(6), 907-923.
102. Schoenhagen, P., Stillman, A. E., Halliburton, S. S., & White, R. D. (2005). CT of the heart: principles, advances, clinical uses. *Cleve Clin J Med*, 72(2), 127-138.
103. Becker, C. R. (2002). Assessment of coronary arteries with CT. *Radiologic Clinics of North America*, 40(4), 773-782.
104. Flohr T, Stierstorfer K Bruder H, , Simon J, Schaller S, B. New technical developments in multislice CT, part 1 Approaching isotropic resolution with sub-millimeter 16 slice scanning. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2002; 174:839-845.
105. Flohr, T., Bruder, H., Stierstorfer, K., Simon, J., Schaller, S., & Ohnesorge, B. (2002). New technical developments in multislice CT, part 2: sub-millimeter 16-slice scanning and increased gantry rotation speed for cardiac imaging. *RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, 174(8), 1022-1027.
106. Ohnesorge B, Becker CR Flohr T, Reiser MF. Multi-slice CT in cardiac imaging: technical principles, clinical application and future developments Berlin, Germany: Springer –Verlag, 2002; 3-109.
107. Johnson, T. R., Nikolaou, K., Busch, S., Leber, A. W., Becker, A., Wintersperger, B. J., ... & Becker, C. R. (2007). Diagnostic accuracy of dual-source computed tomography in the diagnosis of coronary artery disease. *Investigative radiology*, 42(10), 684-691.
108. Horiguchi J, Nakanishi T, Ito K, et al. Quantification of coronary artery calcium using multidetector CT and a retrospective ECG-gating reconstruction algorithm. *Journal of Computer Assisted Tomography*. 2002; 26: 880-885.
109. Saito, Y. (1998). Multislice X-ray CT scanner. *Medical Review*, 66(1), 1-8.

110. Mahesh, M. (2002). The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Search for Isotropic Resolution in CT from Conventional through Multiple-Row Detector 1. *Radiographics*, 22(4), 949-962.
111. Nieman, K., Rensing, B. J., van Geuns, R. M., Vos, J., Pattynama, P. M. T., Krestin, G. P., ... & De Feyter, P. J. (2002). Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate. *Heart*, 88(5), 470-474.
112. Achenbach, S., Ulzheimer, S., Baum, U., Kachelrieß, M., Ropers, D., Giesler, T., ... & Moshage, W. (2000). Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation*, 102(23), 2823-2828.
113. Jakobs, T. F., Becker, C. R., Ohnesorge, B., Flohr, T., Suess, C., Schoepf, U. J., & Reiser, M. F. (2002). Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *European radiology*, 12(5), 1081-1086.
114. Ohnesorge B, Flohr TG, Becker CR, Knez A, Reiser MF. Multi-slice and dual-source CT in cardiac imaging: principles-protocols-indications-outlook. İkinci Baskı. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2007 Almanya.
115. Schoepf, U. J., Becker, C. R., Ohnesorge, B. M., & Yucel, E. K. (2004). CT of Coronary Artery Disease 1. *Radiology*, 232(1), 18-37.
116. Fuster, V., Aleksander, R. W., & O'rourke, R. A. (2002). Hurst's the heart. 10. baskı.
117. Prokop, M., & Galanski, M. (2003). *Spiral and multislice computed tomography of the body*. Thieme.
118. Koplay, M., Erdogan, H., Avci, A., Sivri, M., Demir, K., Guler, I., ... & Paksoy, Y. (2015). Radiation dose and diagnostic accuracy of high-pitch dual-source coronary angiography in the evaluation of coronary artery stenoses. *Diagnostic and interventional imaging*.
119. Dewey, M., Hoffmann, H., & Hamm, B. (2007). CT coronary angiography using 16 and 64 simultaneous detector rows: intraindividual comparison. *RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, 179(6), 581-586.

120. 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.
121. Lawler, L. P., Pannu, H. K., & Fishman, E. K. (2005). MDCT evaluation of the coronary arteries, 2004: how we do it—data acquisition, postprocessing, display, and interpretation. *American Journal of Roentgenology*, 184(5), 1402-1412.
122. Kopp, A. F., Schroeder, S., Kuettner, A., Baumbach, A., Georg, C., Kuzo, R., ... & Claussen, C. D. (2002). Non-invasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography. Results in 102 patients. *European Heart Journal*, 23(21), 1714-1725.
123. Kantarci, M., Ceviz, N., Durur, I., Bayraktutan, U., Karaman, A., Alper, F., ... & Okur, A. (2006). Effect of the reconstruction window obtained at the isovolumic relaxation period on the image quality in electrocardiographic-gated 16-multidetector-row computed tomography coronary angiography studies. *Journal of computer assisted tomography*, 30(2), 258-261.
124. Napel, S., Marks, M. P., Rubin, G. D., Dake, M. D., McDonnell, C. H., Song, S. M., ... & Jeffrey Jr, R. B. (1992). CT angiography with spiral CT and maximum intensity projection. *Radiology*, 185(2), 607-610.
125. Kantarci, M., Duran, C., Durur, I., Alper, F., Onbas, O., Gulbaran, M., & Okur, A. (2006). Detection of myocardial bridging with ECG-gated MDCT and multiplanar reconstruction. *American Journal of Roentgenology*, 186(6\_supplement\_2), S391-S394.
126. Lawler, L. P., & Fishman, E. K. (2001). Multi-detector row CT of thoracic disease with emphasis on 3D volume rendering and CT angiography 1. *Radiographics*, 21(5), 1257-1273.
127. Van Ooijen, P. M. A., Van Geuns, R. J. M., Rensing, B. J. W. M., Bongaerts, A. D., De Feyter, P. J., & Oudkerk, M. (2003). Noninvasive coronary imaging using electron beam CT: surface rendering versus volume rendering. *American journal of roentgenology*, 180(1), 223-226.
128. Choi, S. I., Seo, J. B., Choi, S. H., Lee, S. H., Do, K. H., Ko, S. M., ... & Kim, Y. H. (2005). Variation of the size of pulmonary venous ostia during the cardiac

- cycle: optimal reconstruction window at ECG-gated multi-detector row CT. *European radiology*, 15(7), 1441-1445.
129. Achenbach, S., Ropers, D., Holle, J., Muschiol, G., Daniel, W. G., & Moshage, W. (2000). In-Plane Coronary Arterial Motion Velocity: Measurement with Electron-Beam CT 1. *Radiology*, 216(2), 457-463.
  130. Giesler, T., Baum, U., Ropers, D., Ulzheimer, S., Wenkel, E., Mennicke, M., ... & Achenbach, S. (2002). Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *American Journal of Roentgenology*, 179(4), 911-916.
  131. Choi, H. S., Choi, B. W., Choe, K. O., Choi, D., Yoo, K. J., Kim, M. I., & Kim, J. (2004). Pitfalls, Artifacts, and Remedies in Multi-Detector Row CT Coronary Angiography 1. *Radiographics*, 24(3), 787-800.
  132. Prokop, M. (2000). Multislice CT angiography. *European journal of radiology*, 36(2), 86-96.
  133. Gerber, T. C., Kuzo, R. S., & Morin, R. L. (2005). Techniques and parameters for estimating radiation exposure and dose in cardiac computed tomography. *The international journal of cardiovascular imaging*, 21(1), 165-176.
  134. Katritsis, D., Efstathiopoulos, E., Betsou, S., Korovesis, S., Faulkner, K., Panayiotakis, G., & Webb-Peploe, M. M. (2000). Radiation exposure of patients and coronary arteries in the stent era: a prospective study. *Catheterization and cardiovascular interventions*, 51(3), 259-264.
  135. Trabold, T., Buchgeister, M., Küttner, A., Heuschmid, M., Kopp, A. F., Schröder, S., & Claussen, C. D. (2003). Estimation of radiation exposure in 16-detector row computed tomography of the heart with retrospective ECG-gating. *RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, 175(8), 1051-1055.
  136. Feuchtner, G. M., Jodocy, D., Klauser, A., Haberfellner, B., Aglan, I., Spoeck, A., ... & Jaschke, W. (2010). Radiation dose reduction by using 100-kV tube voltage in cardiac 64-slice computed tomography: a comparative study. *European journal of radiology*, 75(1), e51-e56.
  137. Abdulla, J., Abildstrom, S. Z., Gotzsche, O., Christensen, E., Kober, L., & Torp-Pedersen, C. (2007). 64-multislice detector computed tomography coronary

- angiography as potential alternative to conventional coronary angiography: a systematic review and meta-analysis. *European heart journal*, 28(24), 3042-3050.
138. Hamon, M., Biondi-Zoccai, G. G., Malagutti, P., Agostoni, P., Morello, R., Valgimigli, M., & Hamon, M. (2006). Diagnostic performance of multislice spiral computed tomography of coronary arteries as compared with conventional invasive coronary angiography: a meta-analysis. *Journal of the American College of Cardiology*, 48(9), 1896-1910.
  139. Ehara, M., Surmely, J. F., Kawai, M., Katoh, O., Matsubara, T., Terashima, M., ... & Takeda, Y. (2006). Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography for detecting angiographically significant coronary artery stenosis in an unselected consecutive patient population comparison with conventional invasive angiography. *Circulation Journal*, 70(5), 564-571.
  140. Scheffel, H., Leschka, S., Plass, A., Vachenaer, R., Gaemperli, O., Garzoli, E., ... & Alkadhi, H. (2007). Accuracy of 64-slice computed tomography for the preoperative detection of coronary artery disease in patients with chronic aortic regurgitation. *The American journal of cardiology*, 100(4), 701-706.
  141. Chao, S. P., Law, W. Y., Kuo, C. J., Hung, H. F., Cheng, J. J., Lo, H. M., & Shyu, K. G. (2010). The diagnostic accuracy of 256-row computed tomographic angiography compared with invasive coronary angiography in patients with suspected coronary artery disease. *European heart journal*, 31(15), 1916-1923.
  142. Miller, J. M., Rochitte, C. E., Dewey, M., Arbab-Zadeh, A., Niinuma, H., Gottlieb, I., ... & Lardo, A. C. (2008). Diagnostic performance of coronary angiography by 64-row CT. *New England Journal of Medicine*, 359(22), 2324-2336.
  143. Leber, A. W., Knez, A., von Ziegler, F., Becker, A., Nikolaou, K., Paul, S., ... & Boekstegers, P. (2005). Quantification of obstructive and nonobstructive coronary lesions by 64-slice computed tomography: a comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound. *Journal of the American College of Cardiology*, 46(1), 147-154.
  144. Budoff, M. J., Dowe, D., Jollis, J. G., Gitter, M., Sutherland, J., Halamert, E., ... & Delago, A. (2008). Diagnostic performance of 64-multidetector row coronary computed tomographic angiography for evaluation of coronary artery stenosis in

individuals without known coronary artery disease: results from the prospective multicenter ACCURACY (Assessment by Coronary Computed Tomographic Angiography of Individuals Undergoing Invasive Coronary Angiography) trial. *Journal of the American College of Cardiology*, 52(21), 1724-1732.

145. Lutgens, E., van Suylen, R. J., Faber, B. C., Gijbels, M. J., Eurlings, P. M., Bijmens, A. P., ... & Daemen, M. J. (2003). Atherosclerotic Plaque Rupture Local or Systemic Process?. *Arteriosclerosis, thrombosis, and vascular biology*, 23(12), 2123-2130.