

T.C.  
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ

64 KESİTLİ MULTİDEDEKTÖR TOMOGRAFİ İLE  
KORONER BT UYGULAMA ALANLARI VE ETKİNLİĞİNİN  
ARAŞTIRILMASI

Dr.OĞuzhan YILMAZ

Radyoloji Anabilim Dalı  
TIPTA UZMANLIK TEZİ

ESKİŞEHİR  
2008



T.C.  
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ

64 KESİTLİ MULTİDEDEKTÖR TOMOGRAFİ İLE  
KORONER BT UYGULAMA ALANLARI VE ETKİNLİĞİNİN  
ARAŞTIRILMASI

Dr.OĞuzhan YILMAZ  
Radyoloji Anabilim Dalı  
TIPTA UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŐMANI  
Prof. Dr. İ.Ragıp ÖZKAN

ESKİŞEHİR  
2008

## TEZ KABUL VE ONAY SAYFASI

T.C.  
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA,

Dr.Oğuzhan YILMAZ'a ait "64 kesitli multidedektör tomografi ile koroner BT uygulama alanları ve etkinliğinin araştırılması" adlı çalışma jürimiz tarafından Radyoloji Anabilim Dalı'nda Tıpta Uzmanlık Tezi olarak oy birliği ile kabul edilmiştir.

Tarih

18.12.2008

Jüri Başkanı Prof.Dr. İ.Ragıp ÖZKAN  
Radyoloji Anabilim Dalı

Üye Prof. Dr.Tamer KAYA  
Radyoloji Anabilim Dalı

Üye Prof.Dr.Baki ADAPINAR  
Radyoloji Anabilim Dalı

Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Yönetim Kurulu'nun  
tarih ve Sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof.Dr.Zübeyir KILIÇ  
Dekan

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden faydalandığım ve tez çalışmamın oluşumunda bilimsel katkı, destek ve ilgisini esirgemeyen sayın hocam Prof.Dr.İ.Ragıp Özkan başta olmak üzere, uzmanlık eğitimim süresince tecrübe ve bilgilerini paylaşarak katkılarda bulunan sayın hocalarım Prof.Dr.Tamer KAYA'ya, Prof.Dr.Baki ADAPINAR'a, Doç.Dr.Mahmut KEBAPÇI'ya, Doç.Dr.Nevbahar Akçar DEĞİRMENCİ'ye ve Yrd.Doç.Dr.Cüneyt ÇALIŞIR'a;

Uzmanlık eğitimi süresince birlikte çalıştığım, iyi ve kötü günlerde destek verip yanımda olan Radyoloji Anabilim Dalında görevli tüm asistan arkadaşlarıma;

Tezimin yürütülmesinde bana her zaman yardımcı olan ve tomografi çekimlerini birlikte gerçekleştirdiğimiz teknisyen arkadaşlarımla birlikte hemşire, sekreter ve personel tüm Radyoloji Anabilim Dalı çalışanlarımıza;

Bilgi ve deneyimleri ile destek veren Kardiyoloji Anabilim dalında görev yapan sayın hocam Doç.Dr.Ömer GÖKTEKİN ile birlikte Kardiyoloji ve Kalp damar cerrahisi Anabilim Dalında görevli tüm hocalarıma ve asistan arkadaşlarıma ve tezimin istatistiklerinin hazırlanmasında bana yardımcı olan Biyoistatistik Anabilim Dalında görevli sayın hocam Yrd. Doç. Dr. Fezan MUTLU'ya yardımları ve destekleri için teşekkürü borç bilirim.

## ÖZET

**Yılmaz, O. 64 Kesitli Multidedektör Tomografi İle Koroner BT Uygulama Alanları Ve Etkinliğinin Araştırılması. Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı. Tıpta Uzmanlık Tezi, Eskişehir, 2007.** Bu çalışma Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalında prospektif olarak gerçekleştirildi. Çalışmaya Mayıs 2006 ve Temmuz 2008 tarihleri arasında ve 53,12 yaş ortalamasında koroner hastalık klinik veya riski olan 367 hasta alındı. Tüm hastaların çekimi bir doktor gözetiminde ve mevcut literatüre uygun çekim protokolü uygulanarak 64 kesitli multidetektör tomografi cihazı ile yapıldı. BT görüntüleri iki ayrı radyolog tarafından değerlendirildi. Koroner arterlere ait konjenital anomaliler, aterosklerotik değişiklikler ve koroner arterlere yönelik daha önceden yapılmış stent ve bypass tedavilerinin patensileri ortaya konarak raporlandı. Çalışmaya alınan hastalardan 50'sinde BT tetkikinden 2 ay önce veya sonraki süreçte yapılan konvansiyonel koroner anjiyografi bulguları ile BT anjiyografi bulguları karşılaştırılarak tetkiğin etkinliği incelendi. Çalışma sonunda MDBT ile yapılan koroner anjiyografi tetkiğinin koroner patolojileri %93 duyarlılık, %94 özgüllük, %89 PPD %96 NPD ve %94 doğruluk oranları ile tespit ettiği bulundu. Bizim sonuçlarımıza göre MDBT koroner anjiyografi, koroner arter hastalığı şüphesi bulunan, tetkik şartlarına uygun düşük riskli hasta grubunda koroner arter doğumsal anomalileri ve aterosklerotik hastalıkları ortaya koyma ve koroner arterlere yönelik yapılan girişimsel tedavilerinin takibi amacıyla güvenli ve etkin bir şekilde kullanılabilir.

**Anahtar Kelimeler:** MDBT koroner anjiyografi, varyasyon, anomali, stenoz, aterosklerozis

## SUMMARY

**Yılmaz, O. Study of experience with Coronary CT with 64 slice multidetector tomography and its applications. Eskişehir Osmangazi University Medical Faculty department of Radiology. Medical speciality thesis, Eskişehir, 2008.** This study was performed prospectively in Eskişehir Osmangazi University Medical Faculty department of Radiology between may-2006 and July 2008. 367 cases with average age of 53,12 with risk or clinical state of coronary disease were evaluated Examination of all patients were carried out with 64 slice multidetector CT along with a doctor observation according to current literature. Acquired images were evaluated by two radiologists. Congenital anomalies, atherosclerotic changes of coronary arteries and outcomes of previously applied treatments of stents or bypasses are reported. 50 patients were underwent conventional catheter angiography in 2 months period before or after CT angiography and findings of both methods were compared to evaluate efficiency of the CT angiography. In the end of the study, it is found that, coronary angiography applied by multidetector CT can effectively evaluate coronary pathologies with 93% of sensitivity, 94% of specificity, 89 % of PPV 96% of NPV and 94% of accuracy. According to our results, in low-risk and suitable patient group, MDCT coronary angiography is an effective non-invasive method for evaluation and diagnosis of congenital anomalies and atherosclerotic pathologies of coronary arteries and can reveal the results of invasive treatments previously applied to coronary arteries as a follow up.

**Keywords:** MDCT coronary angiography, variation, anomaly, stenosis, atherosclerosis

## İÇİNDEKİLER

KONU	SAYFA NO
Tez Kabul ve Onay Sayfası	iii
Teşekkür Sayfası	iv
Özet	v
Summary	vi
İçindekiler	vii
Simgeler ve Kısaltmalar	ix
Şekiller	x
Tablolar	xi
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b>	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	7
<b>2.1. Koroner Arterler</b>	7
2.1.1. Normal Koroner Arter Anatomisi	7
2.1.2. Koroner Arterlerin Segmental Anatomisi	11
2.1.3. Koroner Venler	12
2.1.4. Koroner Arter Varyasyonları	13
2.1.5. Koroner Arter Anomalileri	14
2.1.6. Koroner Arter Anevrizmaları	19
2.1.7. Myokardiyal Bridging	20
<b>2.2. Obstrüktif Koroner Arter Hastalıkları</b>	20
2.2.1. Koroner Arter Kalsifikasyonu ve Aterosklerotik Plak Yükü	21
2.2.2. Koroner Arter Ateroskleroza	24
2.2.3. Aterosklerotik Plak Morfolojisi	26
2.2.4. Aterosklerotik Plakların Tomografik Morfolojisi	27
2.2.5. Koroner Arter Stenoz Sınıflaması	28
<b>2.3. Koroner Arter Görüntüleme Yöntemleri</b>	29
2.3.1. Kateter Koroner Anjiyografi	29
2.3.2. İntrakoroner Ultrasonografi	31



2.3.3 Elektron Beam Tomografi	32
2.3.4. Manyetik Rezonans Anjiyografi	34
2.3.5. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi	34
<b>2.4. Bilgisayarlı Tomografi Fiziği</b>	<b>35</b>
2.4.1. Görüntü oluşum süreci	35
2.4.2. BT Teknolojisinde tarihsel gelişim ve jenerasyonlar	36
2.4.3. Helikal BT	37
2.4.4. Çok kesitli BT	41
2.4.5. Yeniliklerin Görüntü ve Tarama parametrelerine Etkisi	49
<b>2.5.MDBT Koroner Anjiyografi</b>	<b>52</b>
2.5.1.MDBT Anjiyografi Endikasyonları ve Kontraendikasyonları	53
2.5.2.MDBT Anjiyografide Kontrast madde Kullanımı	53
2.5.3.Görüntü Postprosesing İşlemleri	55
2.5.4.MDBT ile Koroner Anjiyografide Artefaktlar	58
<b>2.6.Radyasyon Dozu</b>	<b>59</b>
<b>3.GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>62</b>
3.1.Hasta Popülasyonu	62
3.2.MDBT Koroner Anjiyografide Hasta Hazırlığı	62
3.3.BT Görüntüleme	65
3.4.Görüntülerin Değerlendirilmesi	67
3.5.İstatistiksel Analiz	69
<b>4.BULGULAR</b>	<b>70</b>
<b>5.TARTIŞMA</b>	<b>79</b>
<b>6.SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	<b>87</b>
<b>7.KAYNAKLAR DİZİNİ</b>	<b>89</b>
<b>Ek-1 : OLGULAR</b>	

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>AHA</b>	Amerikan Kalp Birliği
<b>Ao</b>	Aorta
<b>BT</b>	Bilgisayarlı Tomografi
<b>CXPD</b>	Sirkumfleks posterior desendan arter
<b>CXPL</b>	Sirkumfleks posterior lateral arter
<b>ÇLİ</b>	Çok kesitli Lineer İnterpolasyon
<b>EBBT</b>	Electron beam tomografi
<b>EKG</b>	Elektrokardiyografi
<b>İKUS</b>	İntra Koroner Ultrasonografi
<b>KAH</b>	Koroner arter hastalığı
<b>KKA</b>	Kateter koroner anjiyografi
<b>LAD</b>	Sol anterior desendan arter
<b>LCX</b>	Sol sirkumfleks arter
<b>LMCA</b>	Sol ana Koroner Arter
<b>MDBT</b>	Multidedektör bilgisayarlı tomografi
<b>MIP</b>	Maksimum intensity projection
<b>MPR</b>	Multiplanar reconstruction
<b>MRA</b>	Manyetik Rezonans Anjiyografi
<b>MRG</b>	Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>PET-BT</b>	Pozitron Emisyon Bilgisayarlı Tomografisi
<b>PTKA</b>	Perkütan transluminal koroner anjiyoplasti
<b>RCA</b>	Sağ koroner arter
<b>RPDA</b>	Sağ posterior desendan arter
<b>RPL</b>	Sağ posterior lateral arter
<b>SSD</b>	<i>Surface shaded display</i>
<b>VR</b>	<i>Volüme rendering</i>
<b>US</b>	Ultrasonografi

**ŞEKİLLER**

	<b>SAYFA</b>
<b>Şekil 2.1:</b> 3 boyutlu ve MIP görüntülerle RCA	8
<b>Şekil 2.2:</b> 3 boyutlu ve MIP görüntülerle LMCA	9
<b>Şekil 2.3:</b> 3 boyutlu ve MIP görüntülerle LAD	10
<b>Şekil 2.4:</b> 3 boyutlu ve MIP görüntülerle LCX	10
<b>Şekil 2.5 :</b> Amerikan kalp birliğine göre koroner arterlerin segmentasyonu	11
<b>Şekil 2.6 :</b> Koroner arteriyal ve venöz dolaşımın şematik gösterimi	12
<b>Şekil 4.1 :</b> Kalp atım hızının değerlendirilemeyen segment sayısına etkisi	73
<b>Şekil 4.2 :</b> Sublingual nitratın değerlendirilemeyen Segment Sayısına Etkisi	74

**TABLolar**

	<b>SAYFA</b>
<b>Tablo 2.1</b> : Kalsiyum skoru – Plak – Koroner Arter Hastalığı Riski	23
<b>Tablo 2.2</b> : Koroner Arter Stenoz Sınıflaması	29
<b>Tablo 2.3</b> : Kateter Koroner Anjiyografide Rutin Görüntüler	30
<b>Tablo 2.4.</b> : Efektif radyasyon dozları	61
<b>Tablo 3.1.</b> : MDBT görüntüleme parametreleri	67
<b>Tablo 3.2.</b> : MDBT ile Değerlendirilen Segmentler	68
<b>Tablo 3.3.</b> : Skorlama Sistemi	68
<b>Tablo 4.1</b> : Hasta Karakteristikleri	70
<b>Tablo 4.2.</b> : Değerlendirme dışı bırakılan hastalar	70
<b>Tablo 4.3.</b> : Koroner damarlarda darlık dağılımları	71
<b>Tablo 4.4.</b> : Kalp atım hızının değerlendirmeye etkisi	73
<b>Tablo 4.5.</b> : Sublingual nitral kullanımının değerlendirmeye etkisi	74
<b>Tablo 4.6.</b> : Tespit edilen koroner arter anomalileri	75
<b>Tablo 4.7.</b> : Kalsiyum skoru – Darlık Düzeyi İlişkisi	76
<b>Tablo 4.8</b> : Kateter ve BT anjiyografisi yapılan hastalar	76
<b>Tablo 4.9.</b> : BT ve kateter anjiyografisi karşılaştırması	77
<b>Tablo 4.10</b> : Kappa analizi ile iki tetkik arası uyum	78

## GİRİŞ VE AMAÇ

Koroner arter hastalıkları, mortalite ve morbiditenin en sık nedenidir (1). Ateroskleroz, inflamatuvar, dolayısı ile bütün damar yatağını tutan sistemik bir hastalık olarak kabul edilmektedir. Son zamanlarda anjiyografide, ciddi anlamda darlık oluşturmeyen plakların birdenbire yırtılıp akut miyokard enfarktına yol açtıkları anlaşılmıştır. Akut koroner hastalık geçirme riskini stenozun derecesinden çok plağın morfolojisi tayin eder. Koroner arter patolojileri nedeniyle oluşacak miyokard enfarktüsü ve ani kardiyak ölüm gibi istenmeyen klinik durumların önüne geçebilmek için koroner arterlerde aterosklerotik değişikliklerin ortaya konması ve klinik takip sürecinde koroner arterlerin görüntüleme yöntemleri ile değerlendirilmesi önem kazanmaktadır. (1,2,3).

Konvansiyonel invazif Kateter Koroner Anjiyografi (KKA) koroner arter hastalıklarının tespitinde şu an altın standart kabul edilmektedir (1,2,3). Ancak invazif oluşu, yüksek maliyeti ve olguların yalnızca üçte birinde anjioplasti ve stent yerleştirilmesi gibi girişimsel işlemlere gereksinim duyulması ve diagnostik KKA yapılan hastaların yarısından çoğunda bulguların normal olması nedeniyle invazif olmayan tanısal yöntemlere ihtiyaç duyulmuştur. (4)

Multidetektör Bilgisayarlı Tomografi (MDBT) KKA'ya alternatif olarak geliştirilen invazif olmayan tanı metodları içerisinde ön planda yer almaktadır (1,4). Kalp atım sayısı yüksek olan ya da aritmik seyreden, koopere olamayan, tetkik süresince nefesini tutamayan genel durumu bozuk hastalarda tanısal güvenilirliği düşmektedir (4). KKA da hastanın nefes tutması ve kalp hızı MDBT ye göre önemsiz faktörler olup tetkik uygulanabilirliğini etkilemez. KKA ayrıca yüksek uzaysal ve zamansal rezolüsyonu, perkütan anjioplasti veya stent uygulaması gibi eş zamanlı girişimlere imkan sağlaması gibi avantajlara sahip olması nedeniyle altın standart özelliğini korumaktadır (4,5)

MDBT koroner anjiyografi invazif olmayan görüntüleme yöntemleri içerisinde uzaysal çözünürlüğü konvansiyonel anjiyografiye en yakın ve güvenilir görüntüleme yöntemi olarak karşımıza çıkmaktadır. MDBT koroner

anjiyografi kesitsel bir görüntüleme yöntemidir ve damar lümeninin yanı sıra damar duvarının da değerlendirilmesini sağlar. Konvansiyonel anjiyografi lümen boyutu konusunda mükemmel yakın veri sağlamasına rağmen duvar kalınlığı veya plak yapısı konusunda yetersiz kalır. Kantitatif anjiyografik değerlendirmeler en dar segmentin komşu daha az daralmış segmentle karşılaştırılması ile yapılması nedeniyle plak tarafından daraltılan lümenin değerlendirilmesi genellikle gerçek daralma miktarını yansıtmaz. MDBT anjiyografi ile aterosklerotik plağın kalınlığı doğrudan ölçülebilir (1,5).

MDBT tekniği ile koroner arter darlık tespiti yanısıra stent patensi takibi, bypass sonrası greft patensi değerlendirmesi yapılabilir (6). Ayrıca koroner arterlerde sıklıkla rastlanan varyasyonların ortaya konması ve görüntülenmesini sağlaması MDBT nin konvansiyonel anjiyografiye üstünlüklerinden biridir. Tetkik esnasında aort ve pulmoner arterler gibi büyük damarların görüntülenebilmesi sayesinde göğüs ağrısına yol açan ve koroner hastalıklarla karışabilecek diğer patolojilerin de (örn. pulmoner arter embolisi, aort diseksiyonu) gösterilebilmesi mümkündür. Ayrıca miyokarda geçirilmiş eski enfarktlara ait sekel değişiklikler de tespit edilebilir (2,5). Konvansiyonel anjiyografinin aksine MDBT de sadece hastanın işlem esnasında radyasyon alıyor olması ve hekimin radyasyona maruz kalmaması da önemli bir avantajdır.

Kalp, ekokardiyografi ile, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) ile, sintigrafik yöntemlerle, koroner ve kalp boşluklarına yönelik kardiak kateterizasyon tetkikleriyle görüntülenmekte ve değerlendirilmektedir. Kalbe ait birçok anormal bulgu da toraksa yönelik standart spiral BT görüntülerde izlenebilmektedir. Ancak koroner arterlerin değerlendirilmesinde kalp sürekli hareket eden bir organ olduğundan yüksek temporal ve uzaysal çözünürlük gerektirir. (4,5)

MDBT tekniği aksiyel bir görüntüleme tekniği olmasına karşın bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sayesinde geleneksel aksiyel görüntüler dışında diğer planlara ait görüntüler elde edilebilmekte ve 3 boyutlu değerlendirme yapılabilmektedir (7). Elektrokardiyografi (EKG) ile tetiklenen veri toplama teknikleri kullanılarak MDBT işlemi ile hareket artefaktlarından

kurtulmuş yüksek temporal ve uzaysal çözünürlükte verilerle kalp ve 3-4 mm boyutlardaki koroner arterler görüntülenebilmektedir. Ayrıca fonksiyonel değerlendirme yapılarak ejeksiyon fraksiyonu, kardiyak output, end-sistolik ve end diyastolik hacim gibi veriler elde edilebilmektedir. Böylece MDBT tekniği kardiyak görüntüleme konusunda KKA, ekokardiyografi ve MRG ile yarışır hale gelmiştir (8).

1998 yılında MDBT nin uygulamaya girmesinden bu yana hızlı şekilde gelişen teknoloji sayesinde MDBT ile koroner arterlerin değerlendirmesinde çok yol alınmıştır Zaman içerisinde 4,8,16,32,40,64, 256 ve 320 kesitli MDBT cihazlarının klinik kullanıma girmesi sonucunda MDBT nin koroner arterlerin değerlendirilmesindeki güvenilirlik ve katkısı artmıştır (9).

Literatürde dünyanın birçok merkezinde yürütülmüş olan ve farklı kesit sayısındaki MDBT sistemlerinin güvenilirliğini araştıran çalışmalar bulunmaktadır. Ancak bu çalışmalar ağırlıklı olarak 16 kesitli sistemlere yönelik olup 64 ve üzeri kesitli MDBT nin etkinliği konusunda çalışmalar oldukça sınırlıdır ve merkezden merkeze oldukça değişkenlik göstermektedir. Dünyanın birçok merkezinde de bu konuda çalışmalar devam etmektedir. Yeni kullanıma giren ve dünyada çok az merkezde bulunan 256 ve 320 kesitli MDBT cihazlar ise bugün için 64 kesitli sistemlerin karşılaştığı nefes tutamama ve yüksek kalp hızına bağlı hareket artefaktları gibi kısıtlamaların çoğunu ortadan kaldırmakta ve çok daha etkin bir şekilde kardiyak görüntülemeye imkân sağlamaktadır (4,9).

MDBT nin kullanıma girmesi öncesinde Elektron Beam BT (EBBT) tetkiği ile kalbin kesitsel görüntülemesi yapılabilmekte, kalsiyum skrolama ve fonksiyonel değerlendirme elde edilebilmekteydi. Ancak MDBT ile yaşanan teknik ilerlemeler sayesinde EBBT bu alandaki rolünü yitirmiştir (10).

İlk olarak EBBT ile yapılmaya başlanan ve MDBT görüntüleme ile uygulanma şansı bulan kalsiyum skrolama tekniği risk tahmininde kullanılabilecek tek bağımsız yöntem olması nedeniyle önemlidir(5,10). Mortalite ve artmış kalsiyum skoru arasında lineer bir ilişki vardır. Kalsiyum içeren plakların bazıları stabil bazıları nonstabildir. Koroner arter

kalsifikasyonu klasik risk tahmin metotlarından daha iyi bir prognoz belirleyicidir(11).

Koroner arterlerdeki kalsiyum alanı aterosklerotik plağın toplam kapladığı alanın 1/5'ini kaplar (10). Kalsiyum varlığı artmış koroner arter hastalığı aktivitesini gösterir. Histolojik olarak incelenen tüm plaklar içinde kalsiyum en fazla iyileşmiş plak rüptüründe görülmüştür. Negatif kalsiyum skoru unstabil plak olasılığını %94 ekarte eder.(2,3,12). Anjiyografik olarak normal koroner arterlere sahip hastaların çoğunda negatif test sonucu elde edilmektedir. Yüksek kalsiyum skoru, takip eden 2-5 yılda orta-yüksek riskte kardiyovasküler olayın göstergesidir ve ek risk faktörüdür. Koroner arter kalsiyumunu belirlemede sık kullanılan yöntem Agatston skorlama sistemidir. Ayrıca volüm skorlama ve kitle skorlama (toplam kalsiyum miktarı miligram olarak) tetkikleri de çalışılmaktadır (2,3).

BT nin 1970'lerde ilk uygulanmaya başlamasından bu yana 1 yılda BT uygulanan hasta sayısı 1970-79 arasında 1000 kişide 6.1 iken 20 yıldan daha az bir sürede bu sayı 10 katından daha fazlasına çıkmıştır Amerika'da BT uygulamaları X ışını ile yapılan tetkiklerin %11 ini kapsamakla birlikte tıbbi görüntüleme için kullanılan radyasyon dozunun üçte ikisinden daha fazlasını içermektedir. Bu oranlar da yıllar içinde BT lehine artış göstermektedir. Bu artış sebebiyle bütün dünyada BT de uygulanan radyasyon dozunu düşürmeye yönelik çalışmalar da sürmektedir (13).

MDBT anjiyografide en büyük sorun radyasyon dozudur. Ancak KKA uygulamalarında da hastanın aldığı radyasyon benzer sorunlara yol açmaktadır. KKA ile hastaya verilen ortalama efektif doz 3-25 mSv iken 64 kesitli MDBT koroner anjiyografide bu doz ortalama 7-13 mSv olarak bildirilmektedir. Gerek KKA gerek MDBT anjiyografide tarama yöntemi, protokoller ve tarayıcı tiplerine göre radyasyon ekspozuru değişkenlik göstermekte olup iki yöntem arasında karşılaştırma yapıldığında uygulanan protokole göre ve özellikle yeni uygulamaya giren sistemlerde hastaya KKA dan daha az oranlarda radyasyon verilebilmektedir (5). Dünyada çok az merkezde uygulamaya giren 320 kesitli MDBT koroner anjiyografi



uygulamalarında radyasyon ekspozure oranında 2-4 kat düşme ile 5 mSv altı dozda tetkik çalışılabilmesine imkan sağlamaktadır (14).

Radyasyon dozu ile ilgili riskler, saptanabilen etkiler ve sitostatik etkiler olmak üzere iki ana kategoriye ayrılır. Saptanabilen etkiler, hücre ölümü ile sonuçlanmaktadır. Her bölge için, etkilerin ortaya çıktığı belli eşik değerler vardır. BT'nin de dahil olduğu X-ışını baz alan tetkiklerde, saptanabilen etkiler nadirdir çünkü, radyasyon dozu eşik değerinin üzerine çıkmaz. Yapılan çalışmaların sonucu olarak çocuklarda kanser mortalite riski daha yüksek saptanmıştır (15) Ancak bizim çalışmamızda hasta popülasyonumuz daha çok orta yaş ve üzerini kapsamaktadır.

X-ışını tüp voltajı, akımı, rotasyon zamanı gibi görüntüleme parametreleri ile masa hareketi, görüntüleme modu, hasta kilosu gibi kavramlar hastanın ne kadar doz alacağını belirleyen faktörlerdir. Bu faktörler BT çekim aşamasında kullanıcı tarafından belirlenmektedir. Bu faktörler üzerinde değişiklik yaparak, yeterli tanısal görüntü kalitesi sağlanırken, hastanın aldığı doz minimize edilebilir (15).

Miliamper azaltılarak, pitch artırılarak, tüp rotasyon zamanı azaltılarak ve hasta ağırlığına göre mAs belirlenerek hastanın minimum düzeyde doz alması sağlanabilir (16). Teşhise yönelik verilen X ışını dozları BT de dâhil olmak üzere X ışınıyla çalışan tanı metotları için bu eşik değerlere nadiren ulaşmaktadır. Hücre ölümü dışında oluşabilecek geç dönem kanser, genetik etkiler ve ileriki kuşaklarda görülebilecek değişiklikler ise absorbe olan radyasyonla ilgilidir (17,18).

Literatürde MDBT anjiyografi ile konvansiyonel kateter anjiyografinin karşılaştırıldığı birçok çalışma bulunmaktadır. Ancak MDBT teknolojisindeki hızlı ilerlemeler sebebiyle kullanmakta olduğumuz 64 kesitli MDBT ile karşılaştırma yapan çalışmalar sınırlı sayıdadır.

Yapılan çalışmalarda olguların yaklaşık %70-98'inde MDBT görüntülerinin değerlendirmek için yeterli kaliteye sahip olduğu bulunmuştur (17,18). Hoffman ve ark. (19) tarafından koroner segmentlerde stenozların değerlendirilmesine yönelik 16 kesitli MDBT ile yapılan çalışmada proksimal segmentlerde %93 özgüllük ve %94 e varan duyarlılık bulunmuştur. Bu

çalışmada tüm segmentlere yönelik stenoz değerlendirilmesinde %63 duyarlılık, %96 özgüllük, %64 pozitif, %96 negatif tahmin değerine ulaşılmıştır (19). Başka bir çalışmada %50 üzeri darlıkların değerlendirilmesinde %83 duyarlılık, %97 özgüllük %80 pozitif, %97 negatif tahmin değeri bulunmuştur (20). Stenoz derecesi ne kadar fazla ise ve stenoz ne kadar proksimal segmentte ise MDBT ile lezyon tespit etme oranı o kadar artmaktadır (4).

Literatürde verilen başarı oranları çoğunlukla bugünkü teknolojiye daha düşük uygulanabilirliği olan 16 kesitli MDBT ile elde edildiğinden 64 kesitli MDBT ile çok daha yüksek başarı oranlarına ulaşılması beklenilmektedir. Özellikle negatif prediktivitenin yüksek oranda oluşu ile elektif olarak konvansiyonel anjiyografiye aday hastaların içinde normal olanların doğru şekilde tespit edilmesiyle muhtemel invazif KKA gereksinim ortadan kaldırılabilir (4).

Çalışmamıza alınan olgularda MDBT anjiyografinin etkinliği, bugün için altın standart kabul edilen konvansiyonel anjiyografi ile karşılaştırılarak yapılmıştır. Daha önceden konvansiyonel anjiyografiye girmemiş ve koroner hastalık riski ya da kliniği bulunan hastalarda önce MDBT yapılarak patoloji saptanan olgularda konvansiyonel anjiyografi önerilerek tetkikin etkinliği araştırılmıştır. Ayrıca daha önce konvansiyonel anjiyografi yapılan ancak yeterli sonuç alınamayan, şüphede kalınan ve takip olarak klinisyen tarafından MDBT anjiyografi ile değerlendirilmesi istenen hastalar da çalışmaya dâhil edilmiştir.

Çalışmamızın amacı koroner arter patolojilerinin tanısında 64 kesitli MDBT'nin uygulama alanları, etkinlik ve güvenilirliğini ortaya koymaktır.

## GENEL BİLGİLER

### 2.1.Koroner Arterler

#### 2.1.1. Normal Koroner Arter Anatomisi

Kalbin embriyolojik gelişiminin ilk aşamalarında myokardiyal hücrelerin beslenmesi, tamamı ile ventriküler kavite içerisindeki dolaşımdan difüzyonla sağlanmaktadır. Myokard gelişip kalınlaştıkça beslenmenin yeterli olabilmesi için yüzeyini artırmaya yönelik olarak trabekülasyonlar oluşturur. Daha sonra bu trabekülasyonlar sinüzoitlere dönüşerek myokard derinliklerindeki hücrelerin de beslenmesi sağlanır. Bir süre sonra sinüzoidal dolaşım da yetersiz kalır. Bu aşamada karaciğerden göçen bazı hücreler kalbin etrafını sararak epikard tabakasını ve yüzeyel koroner dolaşım sistemini oluşturur. Bu ilkel dolaşım sistemi daha sonra subepikardiyal mezenkimal hücrelerle birleşerek miyokardın derinliklerinin de beslenmesini sağlarken diğer yandan aortaya doğru ilerleyerek sinüslerine penetre olur (21).

Koroner arterler kendilerine ait sulkuslar içinde kalbin dış yüzeyinde seyrederek. Ostiumları yani aorta ile bağlantıları aortik kapakçıkların hemen üstündedir. Yukardan aşağı doğru inerken ilk karşımıza çıkan damar sol ana koroner arterdir. (LMCA) (22) Sağ koroner arter (RCA) sağ sinüs valsaldan çıkarken, LMCA sağa göre aortanın daha superior kesiminden, sol sinüs valsaldan köken alır.(4)

RCA, interventriküler septumu arkadan besleyen arka inen dalı (sağ posterior desendan; RPDA) ve arka sol lateral ventriküler dallarını veriyorsa (sağ posterior lateral; RPL), bu durumda sağ dominant dolaşım söz konusudur (4). Sağ dominant koroner dolaşım %85 oranında izlenmektedir. Yüzde 8 oranında görülen sol dominant dolaşımda ise interventriküler septumu arkadan besleyen (sirkumfleks posterior desendan; CXPD) ve arka sol lateral ventriküler dallar (sirkumfleks posterior lateral; CXPL) sol sirkumfleks (LCx) arterden kaynaklanır. Yüzde 7 oranında görülen kodominant sistemde ise interventriküler septumu arkadan besleyen dal RCA'dan (RPDA), arka sol lateral ventriküler dallar ise LCX'den (CXPL) köken alır (4).

### Sağ Koroner Arter (RCA)

Sağ koroner arter, aortadan sola göre daha kaudalden çıkış gösterir ve anteriorda önce sağa sonra inferiora doğru seyir gösterir.(22) Sağ sinüs valsalsvadan çıkarak pulmoner trunkus ve sağ atriyum arasından sağ atrioventriküler oluğa girer ve posterior interventriküler septuma doğru ilerler (Şekil 2.1 a-b).

Sağ koroner arterin ilk dalı konus arteridir. Bu arter RCA'dan kaynaklanabileceği gibi sağ koroner sinüsten ayrı bir orifis ile de çıkabilir (4). Sağ koroner arterden ayrılan ikinci bir arter de sinoatriyal nodu besleyen sinüs nod arteridir. Sinüs nod arteri, %60 proksimal RCA'dan, %40 proksimal LCX' ten ayrılır. RCA'dan, daha sonra ayrılan dallar sağ ventrikülün serbest duvarını besler. Daha sonra orta ve distal RCA bileşkesinde sağ ventriküle ayrılan dal, akut marjinal dal olarak adlandırılır (4,22). Distalde RCA sağ dolaşım mevcut ise posterior desendan arter (PDA) ve sol posterior lateral (RPL) dallarına ayrılır (4,22,23). Sağ posterior desendan arter posterior interventriküler olukta ilerler.

PDA, anterior interventriküler septumun üçte birini beslemek üzere apeks çevresine dallar verebilir (4). Sağ dominant koroner dolaşımda RCA midventriküler, bazal inferior duvarı ve inferior septumuyla birlikte LCX'in bazen sulayabildiği kalbin postero-inferiorunu besler, sol dominant dolaşımda ise kalbin postero-inferiorunu LCX besler (4).

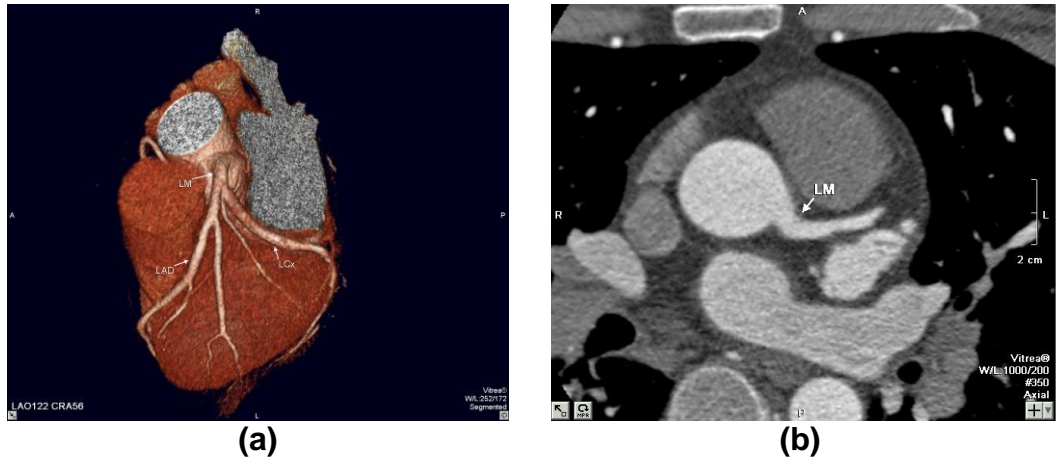


**Şekil 2.1:** 3 boyutlu (a) ve *curved* MPR (b) görüntülerde RCA izlenmektedir.

### Sol Ana Koroner Arter (LMCA)

Sol ana koroner arter (LMCA) RCA seviyesinin hafif süperiorundan, sol sinüs valsalsvadan çıkar. Pulmoner trunkusun arkasından sol aurikulanın hemen önünden sola öne doğru ilerler. Uzunluğu 5–10 mm arasındadır. Genellikle LAD, LCX ve intermedius dalı olmak üzere üç dala ayrılır (Şekil 2.2 a-b).

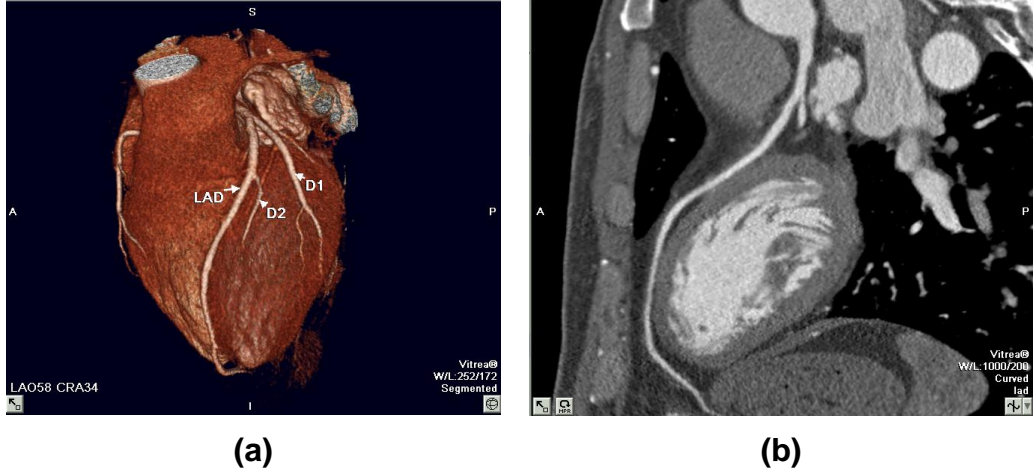
İntermedius dalı, LAD arterinin birinci diyagonal dalına benzer bir seyir göstererek sol ventrikül anterioruna ilerler. Yüzde 0,41 olguda sol ana koroner arter bulunmaz ve LAD ile LCX arterleri sol koroner sinüsten ayrı birer ostiumla çıkarlar (4,22,23).



**Şekil 2.2:** 3 boyutlu (a) ve aksiyel MIP (b) görüntülerde LMCA ve dalları izlenmektedir

### Sol Anterior Desendan Arter (LAD)

Sol anterior desendan arter (LAD), anterior interventriküler olukta seyreder ve kalp apeksine yakın sonlanır (Şekil 2.3 a-b). Sol anterior desendan arter (LAD), sol ventrikülün anterior serbest duvarına diyagonal dallar ve anterior interventriküler septuma septal dallar gönderir. Bu dallar çıkış sıralarına göre diyagonal 1,2,3... şeklinde adlandırılır. Sağ dominant koroner dolaşımında LAD tüm apikal segmenti, anterior septumu, anterior ve anterolateral duvarın bazal ve midventriküler bölümünü besler (4,22,23).



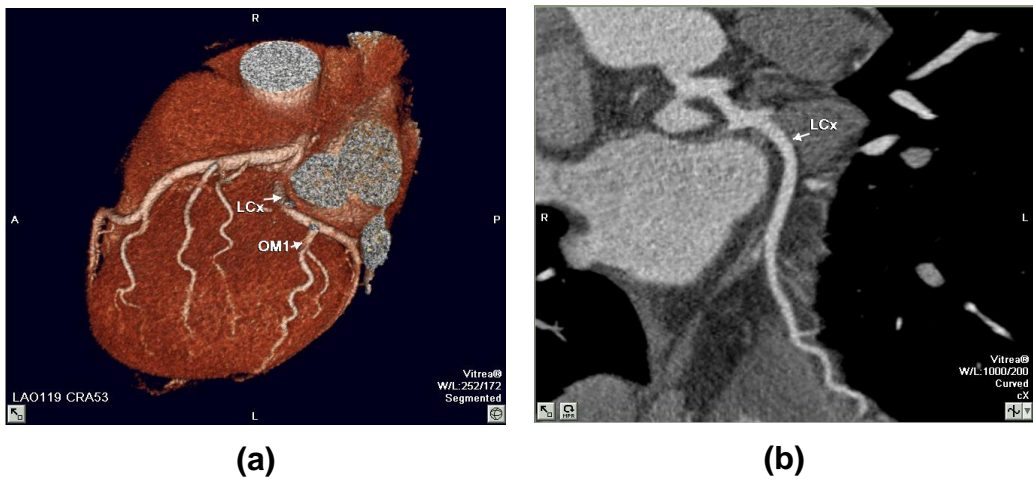
**Şekil 2.3 a-b:** 3 boyutlu (a) ve *curved* MPR (b) görüntülerde LAD izlenmektedir.

### Sol Sirkumfleks Arter (LCX)

LCX sol atrioventriküler olukta seyrederek ve sol ventrikül lateraline geniş açılı (obtüz) marjinal dallarını gönderir (Şekil 2.4 a-b) (4).

Bunlar ana daldan çıkış sıralarına göre numaralandırılır.

Sağ dominant koroner dolaşımında LCX midventriküler ve bazal inferolateral segmentleri besler.



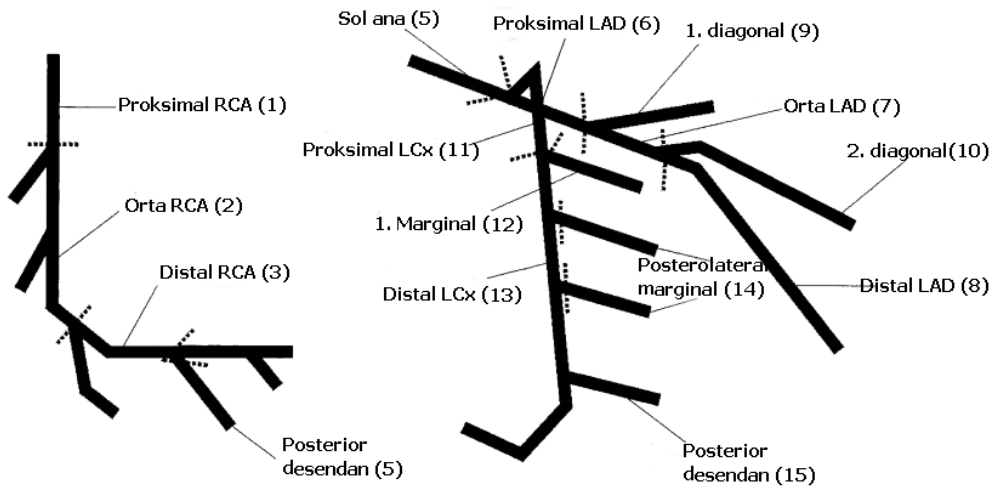
**Şekil 2.4 a-b:** 3 boyutlu (a) ve *curved* MPR (b) görüntülerde LCX izlenmektedir.

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

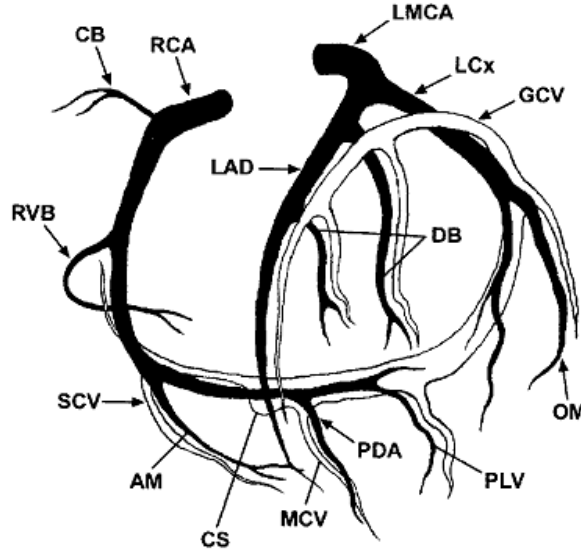
Koroner arterler aort duvarından dar ya da geniş açıyla ayrılırlar. Segment açılanması;  $45^{\circ}$ - $89^{\circ}$  arasındaki açılanma orta derece iken  $90^{\circ}$ 'nin üzerindeki açılanma aşırı açılanma olarak kabul edilir. Ostiumlar sinüsün merkezinde yerleşmiştir, aort kapakçığının serbest kenarının hemen üst kısmında ve sinotübüler bileşkenin hemen altındadır. Ektopik çıkış gösteren koroner arterler genellikle aort duvarına tanjansiyel seyreder ve aort kapak komissürlerine çok yakın komşuluktan köken alır (24).

### 2.1.2.Koroner Arterlerin Segmental Anatomisi

Amerikan Kalp Birliği (AHA) tarafından koroner damarlar 15 segmente ayrılarak değerlendirilmektedir (25,26). Bu segmentlerden 1-4 arası RCA yı, 5 LMCA yı, 6-10 arası LAD yi, 11-15 arası ise LCx i ifade eder (Şekil 2.5). Bu sınıflamada RCA konus dalı gibi birçok yan dal ya da intermediate arter gibi varyasyonlar dâhil edilmemiştir.



**Şekil 2.5:** Amerikan kalp birliğine göre koroner arterlerin segmentasyonu.



**Şekil 2.6** : Koroner arteriyal ve venöz dolaşımın şematik gösterimi.

### 2.1.3.Koroner Venler

Koroner venler drene oldukları bölgeye göre üçe ayrılır (Şekil 2.6)

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

Her ne kadar koroner sinüs değişmez bir şekilde interventriküler olukta ilerlese de; dalları ve lokalizasyonları koroner arterlere göre daha fazla değişkenlik gösterir (4). Koroner sinüs, yüksek oranda değişkenlik gösteren tebessian valvleri ile korunan açıklıktan posteromedial taraftan sağ atriuma açılır (27).

Anterior interventriküler ven anterior interventriküler olukta (LAD arterine paralel) kalbin apeksinden tabanına doğru ilerler ve büyük kardiyak vende sonlanır. Daha sonra kalbin tabanında sol atrioventriküler oluk boyunca (LCX arterine paralel) laterale doğru dönerek koroner sinüsle birleşmek üzere posteriora ilerler. Büyük kardiyak ven koroner sinüs içinde sonlanır.(4)



### **Koroner arterlerin seyri**

Proksimal LAD genel popülasyonda %5-25 oranında intramural ya da subepikardiyal seyretmesine rağmen koroner arterler çoğunlukla epikardiyal seyrederler. Epikardiyal damarların dalları myokardiyal arteriyoller ve kapillerleri beslemek üzere genellikle dik olarak ilerlerler. Epikardiyal (rezervuar) ve intramyokardiyal (besleyici) desteğin ve bu tasarımı kalbin kan akımını en verimli hale getirmektedir (24) .

### **2.1.4. Koroner Arter Varyasyonları**

#### **İntermedier Arter Varyasyonu**

Ramus medianus, intermedius ya da intermedier arter olarak da adlandırılmaktadır. LMCA bifurkasyonundan ayrılır ve tüm popülasyonda %70 oranında görülür. İntermedier arter, LAD'ın diyagonal dalları ve LCX'in obtus dalları arasında bir alanı besler (4,28). Bu koroner varyasyonun klinik bir önemi yoktur.

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

Sağ koroner arterin ilk dalı konus arteridir. Konus arteri RCA'dan kaynaklanabileceği gibi, ayrı bir orifisle doğrudan sağ sinüs valsalvadan da köken alabilir (4). Bergman ve arkadaşlarının bildirdiğine göre bu varyasyonun sıklığı %50 düzeyindedir (29). Konvansiyonel anjiyografi sırasında aortadan ayrılan bir konus arteri yanlışlıkla kateterize edilebilir. Bu durum dispne gibi belirtilere yol açabilir.

#### **Sinüs Nod Arterinin Ektopik Olarak LCX' ten Kaynaklanması**

Sinüs nod arteri insanların %60'ında RCA'nın ilk birkaç milimetresinden köken alarak süperior ve posteriora doğru ilerler (4). Bergman ve arkadaşlarına göre popülasyonun %50'sinde sinoatriyal ve atrioventriküler nodlar RCA tarafından, %7 sinde ise sol koronerden beslenmektedir. Kalan %43 vakada her bir arter herhangi bir nodu besler (29).

Bu varyasyonun da klinik bir önemi yoktur.

### 2.1.5. Koroner Arter Anomalileri

Koroner arter anomalisi terimi, genel popülasyonda %0,3–1,6 sıklıkta nadir gözlenen varyasyonlar için kullanılır (30). Koroner arter anomalilerinin fark edilmesi koroner anjiyografi, girişim ya da cerrahi yapılacak hastalarda önemlidir. Koroner arterlerin anormal çıkışı ya da seyri benign olabileceği gibi hayatı tehdit eden patolojilere de yol açabilir. myokard iskemisi, ani kardiyak ölüm gibi komplikasyonları nedeniyle bazı özel çıkış ya da seyir anomalileri açısından hastalar dikkatle gözden geçirilmelidir (31,32).

Günümüze kadar koroner anomalilerin temel tercih edilen tanısal yöntemi kateter anjiyografi olmuştur. Ancak kateter anjiyografi ile anomalili arterin çıkış yerinin belirlenmesi zordur. Komşu pulmoner arter ve aorta ile ilişkisinin bilinmemesi nedeniyle anormal damarın kesin seyrini belirlemek de güçtür. Ayrıca anormal bir çıkış aranması ve damar anatomisinin yorumlanması da kolay değildir. Konvansiyonel anjiyografi ile derinlik bilgisi sağlanamadığından damarın gerçek 3 boyutlu seyri hakkında bilgi edinmek kolay değildir (28). Tüm bunlara ilaveten bu tekniğin invaziv ve pahalı bir işlem olması MDBT anjiyografiyi alternatif bir görüntüleme yöntemi olarak karşımıza çıkarmaktadır.

MDBT (16 detektör ve üstü) koroner anomalilerin tanısında ve görüntülenmesinde güvenilir ve yüksek görüntü kalitesine sahip bir görüntüleme yöntemidir. Kontrast madde kullanımı ile koroner arterler kolaylıkla görüntülenebilir. Ayrıca büyük damarlar ve kalp boşluklarıyla birlikte koroner arterlerin seyri eş zamanlı olarak gösterilebilir. Ancak MDBT'nin, koroner dolaşım ile ilgili hemodinamik bilgi sağlayamaması, ayrıca aritmisi olan ve yeterince uzun nefes tutamayan hastalarda tetkikin başarısız olması gibi bazı kısıtlılıkları da vardır (33).

Koroner arter anomalilerinin tanısında ve tedavinin seçiminde ana arterlerin dağılımı ve kompensatuar perfüzyonların bilinmesi önemlidir (33).

Koroner arter anomalileri, spora bağlı ani kardiyak ölümlerin %12'sinden ve sporla ilgisi bulunmayan ölümlerin ise %1,2'sinden sorumlu tutulmaktadır (34).Amerikan Kalp Birliği Ani Ölüm Kurulu'nun raporlarına göre, atlet ölümlerinin %19'una koroner anomalilerin yol açtığı bildirilmiştir

(34). Nadir olmakla birlikte, hemodinami ya da myokardiyal perfüzyon bozuklukları; artmış ateroskleroz riskine yol açan yüksek riskli anatomi ile birliktelik gösterebilirler ve böylece dispneden ani ölüme kadar değişebilen klinik durumlara neden olabilirler. Daha hafif tipler ise yaşam sırasında ya da ölüm sonrası değerlendirmede gözden kaçabilir (30).

Koroner arter anomalileri farklı yazarlar tarafından farklı ölçütlere göre sınıflandırılmıştır. En geniş sınıflandırmalardan birisi de Angelini'nin sınıflandırmasıdır (35).

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

Klinik önemi nedeniyle koroner arterlerin anatomik sınıflandırmalarının yanı sıra fonksiyonel sınıflandırmaları da bilinmelidir. Bu bağlamda ölçü, koroner arter anomalisinin myokard iskemisine sebep olup olmamasıdır. Ayrıca hemodinamik olarak önemli koroner arter anomalileri de kendi aralarında farklı gruplara ayrılır. Bu sınıflandırma sisteminde, koroner arterlerin kaynaklandıkları koroner sinüs gibi bazı sık görülen özelliklerinden ziyade, koroner arterlerin orta ve distal segmentlerinden çıkan mikrovasküler yatağı besleyen dallar dikkate alınmıştır (35,36).

### **LMCA Yokluğu**

Olguların %0,41'inde LMCA izlenmez. Bu anomali tüm koroner arter anomalilerinin %30,4'ünü oluşturur. LAD ve LCX ayrı yerlerden köken alır (37,38). Eğer LMCA yoksa 4 ihtimalden biri söz konusudur;

- a) LAD ve LCX sol sinüs valsavadan ayrı ostiumlarla çıkar, normal uzunluk ve seyir gösterirler (4).
- b) LCX sağ sinüs valsalva ya da RCA'dan köken alır ve aortanın posteriorunda seyredir (38).
- c) LAD sağ sinüs valsalva ya da RCA'dan köken alır, septal ya da anterior serbest duvar seyri gösterir (32,39).
- d) LAD koroner arter çıkışı olmayan aortik sinüsten kaynaklanabilir. Başlangıç kısmı aortanın posteriorundadır ve normal sulama sahasına yani anteriora doğru seyir gösterir (39). 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 (40).

### **LMCA 'nın Ektopik Olarak Sağ Sinus Valsalvadan Kaynaklanması**

Sol ana koroner arterin ektopik olarak sağ sinus valsalvadan köken alması oldukça nadir bir anomalidir (41). Anomalili LMCA'nın aorta ve pulmoner arterle olan ilişkisine bağlı olarak ciddi problemlere yol açabilir (28,31, 41). Sol ana koroner arter sağ sinüs valsalvadan kaynaklandığında 4 seyirden birini takip eder;

- 1) Septal seyir,
- 2) Anterior serbest duvar,
- 3) Retroaortik seyir,
- 4) İnterarteriyal seyir.

İnterarteriyal ve septal seyirler arasında ayırım yapılması önemlidir. Çünkü septal seyir oldukça benign seyretmekle birlikte, interarteriyal seyir sıklıkla kalple ilgili ciddi patolojilere yol açar (39). Sağ sinüs valsalvadan kaynaklanarak interarteriyal 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 kat ederek sol atrioventriküler oluğa posteriordan ulaşan RCA, LCX'in yokluğunu telafi etmeye çalışır (40).

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

LCX'in sağ sinüs valsalvadan kaynaklanması %0,37 oranında görülür ve bu anomali bütün koroner arter anomalilerinin %27,7'sini oluşturmaktadır (4).

Bu anomali LMCA anomalilerinin bir alt tipidir. LMCA yoktur ve LCX sağ sinüs valsalvadan kaynaklanarak aortanın posteriorunda seyreder (31, 42). myokardiyal iskemiye neden olmayan anomaliler arasında bildirilmektedir (28,31).

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

LCX'in ektopik olarak RCA'dan kaynaklanması iyi bilinen bir varyasyondur. Bazı yazarlara göre %0,67'lik insidans ile en sık görülen koroner anomali olarak kabul edilmektedir (4,43, 44).Aberan LCX aort kapağının hemen altında aort kökünün arkasından dolaştığı için aberan bir LCX bilgisi aort kapak replasmanı yapılacak hastalar için önemlidir.Aort kapak replasmanı yapılacak hastalar dışında retroaortik LCX benign kabul edilir (4,43).

### **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 (40).

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

RCA'nın ektopik olarak LAD'dan kaynaklanması oldukça nadirdir ve tek koroner arter anomalisinin bir alt grubudur. Diğer ektopik orijinli RCA tiplerine göre daha benignedir (45). Popülasyonda tek koroner arter sıklığı yaklaşık olarak %0.024'tür (4).

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

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

### **Myokardiyal İskemiye Yol Açan Anomaliler**

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

#### **a- Koroner Arter Fistülleri**

Koroner arter fistülleri hemodinamik olarak önemli en sık koroner arter anomalileridir. Koroner arter fistülü bulunan hastaların yarısı asemptomatik

olmakla birlikte hastaların diğ er yarısı konjestif kalp yetersizliğ i, enfektif endokardit, myokardiyal iskemi ya da anevrizma rüptürü ile karşı karşıya kalabilir (4). Anjiyografilerin %0,67'sinde koroner arter fistülleri izlenmektedir ve koroner anomalilerin cerrahi tamiri için en sık endikasyonu oluşturmaktadır (46). Fistüller tek ya da çok sayıda olabilir. Kaynaklandığı ve drene olduğu yer açısından geniş bir spektruma sahiptirler. Fakat fistüllerin çoğu RCA'dan kaynaklanır ve kalbin sağ tarafındaki boşluklara drene olur.

#### **b- Pulmoner Arterden Kaynaklanan Sol Ana Koroner Arter**

Ana pulmoner arterden kaynaklanan sol ana koroner arter (LMCA) bulunan infantların çoğ unda hayatlarının ilk 4 ayında konjestif kalp yetersizliğ i ve myokardiyal iskemi ortaya çıkar. Yaklaş ık %25 hasta adolesan ya da erişkin çağ a ulaş ır. Ancak bu hastalarda mitral regürjitasyon, anjina ya da konjestif kalp yetersizliğ i ortaya çıkar (4).

#### **c- Koroner Arterlerin Atrezisi ya da Stenozu**

Koroner arterlerin atrezisi ya da stenozu izole bir lezyon olabilir. Bununla birlikte kalsifik koroner skleroz, supralvalvüler aortik stenoz, homosistinüri, friedreich ataksisi, hurler sendromu, progeria ve rubella sendromu ile birlikte izlenebilir. Bu durumlarda atrezik damar karşı taraftan kollateral damarlar vasıtasıyla kan alır (4).

#### **d- Koroner Arterlerin Karşı Koroner Sinüsten Köken Alması**

LMCA'nın ektopik olarak proksimal RCA ya da sağ sinüs valsalvadan kaynaklanarak aorta ve sağ ventrikül çıkım yolu arasında seyretmesi, gençlerde egzersiz sırasında ya da egzersizden hemen sonra ortaya çıkan ani ölümlerle ilişkilendirilmiştir.

Ani ölüm riskindeki artış, aberan koroner arterlerin ostiumları ya da ani çıkış açıları nedeniyle ya da damarın aorta ve pulmoner trunkus arasındaki olası kompresyonuna bağı lı olabilir.

LMCA'dan ya da sol sinüs valsalvadan kaynaklanarak aorta ve sağ ventrikül çıkım yolu arasında seyreden ektopik RCA ise daha az tehlikelidir (4). Fakat bu anomali de aynı mekanizma ile myokardiyal iskemi ya da ani ölüme yol açabilir.

### **e- Tek Koroner Arter**

Tek koroner arter aslında kendi içinde çeşitli varyasyonlar içermektedir. Major dallardan biri aorta ve sağ ventrikül çıkım yolu arasında seyredirse hemodinamik sorunlar ortaya çıkarabilir (4).

#### **2.1.6. Koroner Arter Anevrizmaları**

Koroner arter anevrizmaları; koroner arterlerin lokalize anormal dilatasyonu ile karakterize olan bazen de obstrüktif koroner arter hastalığı ya da ani ölüme yol açabilen nadir patolojilerdir (47). Kateter koroner anjiyografi ile koroner arter anevrizmaları genelde tesadüfen teşhis edilirler.

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

Sakküler ve fuziform olmak üzere 2 tipi bulunmaktadır (47). Koroner arter anevrizması ilk olarak 1761'de Morgagni tarafından patolojik olarak tanımlanmıştır (48).

Koroner arter anevrizmaları en sık RCA daha sonra LAD'da görülür. Hastalar semptomatik olabilir ya da olmayabilir. Semptomatik hastalar, anevrizmanın ya da eşlik eden koroner arter hastalığının yol açtığı iskemik ya da konjestif kalp hastalığı bulguları ile gelirler (49).

Ayırıcı tanıda kalp duvarı anevrizması, çıkan aorta ya da pulmoner trunkusun travma sonrası psödoanevrizması, kalp ya da perikard tümörü ve nadiren timoma yer alır. Özellikle büyük anevrizmalarda tanının konması ve diğer mediastinal kitlelerden ayrımı önemlidir. Çünkü olası tanısal bir girişim ölümcül sonuçlar doğurabilir (50).

MDBT anjiyografi; anevrizmanın büyüklüğünü, yerleşimini ve içeriğini değerlendirmeye imkân sağlayan invaziv olmayan bir yaklaşımdır. MDBT, anevrizmanın büyüklüğü ve şeklinin hızlı ve doğru tanımlanmasına imkân sağlar. İnce kesit aksiyel görüntüler primer tanısal bilgi sağlarken 3 boyutlu yeni görüntüler oluşturulabilir. Bu çok planlı görüntüler ve hacim görüntüleri, anevrizma ile büyük damarlar ve kalp arasındaki komşuluğu ve hacmi göstererek operasyon öncesi planlamada değerli bilgiler sağlayabilir. Lümendeki akıma göre de trombüsün yayılımı kesin bir şekilde belirlenebilir (49).

### **2.1.7. Myokardiyal Bridging (Köprüleşme)**

Myokardiyal bridging ilk olarak 1922 yılında Crainicianu tarafından tarif edilmiş olup, koroner arteri çevreleyen myokard tabakasının sistol sırasında koroner artere bası yaparak kan geçişini engellemesidir (51). Koroner arterler normalde miyokardın üzerinde seyretmektedir. Koroner arterlerin bir kısmının üzerinde seyreden kas lifleri myokardiyal bridginge neden olur. Vakaların çoğunda sessiz seyretmekle birlikte bazen ciddi iskemiye yol açabilir. Anjina, myokardiyal iskemi, myokard enfarktüsü, sol ventrikül disfonksiyonu, paroksizmal AV blok, egzersize bağlı ventriküler taşikardi ve ani kardiyak ölüme neden olabilir (51). Bu komplikasyonlar nedeniyle myokardiyal bridgingin tanı ve tedavisi önemlidir. myokardiyal bridgingin uzunluk ve derinliği koroner BT anjiyografide sagittal görüntülerle kolaylıkla değerlendirilebilir (54). Birkaç kas lifi bile myokardiyal bridginge neden olduğundan myokard içine deplase olan damar MDBT ile kolayca değerlendirilebilir. Ayrıca 3 boyutlu görüntüler klinisyenin ve hastanın sorunu anlamasına yardımcı olabilir (52).

Myokardiyal bridging koroner arterlerin aterosklerotik olmayan anatomik bir anomalisidir. myokardiyal bridgingin insidansı anjiyografi sonuçlarına dayanarak %0,5– 2,5 olarak bildirilmiştir (53).

### **2.2. Obstrüktif Koroner Arter Hastalıkları**

Günümüzde koroner arter hastalıkları ölüm nedeni olarak en ön sırada yer almaktadır. Amerika'da her yıl 600.000 kişi iskemik kalp hastalığından dolayı ölmekte ve bunların yarısında olay ani gelişmektedir (4). Genel olarak görülme sıklığı erkeklerde kadınlardan daha fazladır Kırk yaşından önce koroner arter hastalığı görülme oranı 8/1; 40–60 yaş arası 4/1 ve 70 yaş sonrasında 1/1'dir. Erkeklerde en çok 50–60, kadınlarda ise 60–70 yaş grubunda rastlanılmaktadır (4). Kalp perfüzyonunu sağlayan koroner damar yatağı kardiyak myosit işlevleri için gerekli oksijen, glikoz ve diğer maddeleri taşıyan kendi içinde özel düzenleyici sistemleri bulunan bir atardamar yatağıdır ve sürekli olarak myosit metabolizması ile karşılıklı olarak etkileşir.



Myosit metabolizmasının arttığı durumlarda koroner akım artar. Koroner akımın herhangi bir nedenle azaldığı durumlarda (ateroskleroz, emboli gibi) myokard metabolizması ve kalp performansı azalır (4).

### **2.2.1. Koroner Arter Kalsifikasyonu ve Aterosklerotik Plak Yüğü**

#### **Koroner Arter Kalsifikasyonu**

Koroner arterlerde kalsiyum yüğü ölçümü geçen on yılda elektron beam BT cihazı bulunan birkaç büyük merkez ile sınırlıyken, MDBT teknolojisinin gelişmesiyle birlikte çok daha fazla sayıda merkezde yapılabilir hale gelmiştir (54). Koroner kalsifikasyon hayatın erken dönemlerinde başlar. Ancak daha ileri aterosklerotik lezyonları bulunan yaşlı bireylerde daha hızlı olarak ilerler. Kemik mineralizasyonundakine benzer bir şekilde, hidroksiapatit yapısındaki kalsiyum fosfatın koroner arterlerde çökmesi ile oluşan ve aterosklerotik plak gelişiminin bir unsuru olan kalsifikasyon, aktif ve organize bir süreçtir. Kalsifikasyonun yokluğu aterosklerotik plağın varlığını kategorik olarak dışlamasa da, kalsifikasyon sadece aterosklerotik arterlerde olur ve normal koroner arterde bulunmaz. Ama kalsifikasyon her zaman koroner arterlerdeki lüminal darlığın varlığı ve düzeyiyle korelasyon göstermez. Otopsi yapılmış kalplerin koroner arterlerindeki toplam kalsiyum alanının EBBT ile değerlendirilmesi, plak varlığının ve alanının histolojik olarak tespiti ile kıyaslanmıştır (55). Toplam koroner arter plak alanı ile koroner arter kalsifikasyonu arasında hem tüm kalp düzeyinde, hem de tek koroner arter düzeyinde güçlü bir lineer korelasyon mevcuttur. Ancak toplam kalsiyum alanı toplam plak alanını gerçekte olduğundan daha az olarak tahmin etmektedir ve kalsifiye olan plakların yaklaşık beş katı sayıda kalsifiye olmayan plak bulunmaktadır (55).

#### **Koroner Arter Kalsifikasyonunun EBBT ile Tespiti**

Dört ana koroner arterin aksiyel kesitlerinin incelenmesinde, tüm traseleri boyunca kalsifiye lezyon varlığı yönünden değerlendirilebilmektedir. Kana göre yüksek dansitesinden dolayı intramural kalsiyumun izlenebilir olması, tetkikin kontrast madde enjeksiyonuna gerek kalmadan yapılmasını sağlamaktadır (56).

EBBT ile kalsiyum saptanmasına ek olarak, kalsiyum alan ve yoğunluğunun belirlenmesi de mümkündür. Görüntüler 0.25-0.50 mm<sup>2</sup> piksel boyutunda elde edilebildiğinden, çok küçük miktarlardaki kalsiyum birikimleri doğru olarak saptanabilir. Koroner arterlerdeki kalsifikasyon miktarı "Agatston" skorlaması kullanılarak hesaplanmaktadır.

"Agatston" skorlamasına göre, birbirine komşu 2–3 pikselde, 1 mm<sup>2</sup>'den geniş bir alanda, BT dansitesi 130 HU'dan fazla olan lezyonlar kalsifikasyon olarak yorumlanmaktadır (54). İnceleyici tarafından işaretlenen lezyonların alanı ve dansitesi cihaz yazılımı tarafından otomatik olarak ölçülmektedir. Dört ana koroner arterin her biri için kalsiyum skoru saptanarak, o hasta için total kalsiyum skoru hesaplanır.

### **Koroner Arter Kalsifikasyonunun MDBT ile Tespiti**

Kontrastsız MDBT koroner kalsifikasyonu göstermede ve miktarını belirlemede oldukça sensitif bir yöntem olup tüm koroner arteriyel ağacın non-invaziv değerlendirilmesine imkân tanır. Koroner arterlerdeki kalsifikasyonların varlığı ve yayılımı ile o hastadaki kalsifik ve kalsifik olmayan toplam plak yükü hakkında bilgi verir (57,58).

Bilgisayarlı tomografide koroner arterlerde kalsifikasyonun yokluğu, atipik göğüs ağrısı bulunan kişilerde, aterosklerozun ve buna bağlı gelişen stenotik koroner arter hastalığının dışlanmasında yüksek bir negatif tahmin değerine sahiptir (59,60). Koroner arterlerdeki kalsiyumunun toplam miktarı önemli bir kalp olayının doğrudan bir göstergesi olarak kabul edilemez. Ancak günümüzde koroner arter kalsiyum miktarının BT ile görüntülenmesi ile ilgili görüşler asıl olarak kalsiyumun ateroskleroz patogenezindeki rolü üzerine yoğunlaşmaktadır.

Sıklıkla sağlıklı, semptomsuz kişilere tarama amacı ile koroner kalsiyum skora yapılmaktadır. Koroner arter kalsiyumunun ölçümünde en sık kullanılan algoritma; geleneksel yarı-nicel skor olan, Agatston ve arkadaşlarının tanımladığı bir kesit değerlendirme yöntemidir (61). MDBT ile total aterosklerotik plak yükü yani koroner arterlerdeki kalsiyum miktarı belirlenerek, yaş ve cinsiyete göre hazırlanmış standart verilerle karşılaştırılır. Elde edilen sayısal skor, persantil değerini belirlemek için cinsiyet ve yaşa

spesifik, hasta verileriyle karşılaştırılır. Hastaya ait risk faktörü profili; hipertansiyon, diabetes mellitus, nikotin bağımlılığı, ailesel ateroskleroz varlığı, kolesterol gibi faktörlerdir. Hastanın yaşı, kilosu ve yapmış olduğu egzersiz sayısı kaydedilen diğer önemli parametrelerdir. Total kalsiyum yükü, tüm koroner arterlerdeki lezyonların tek tek toplamı şeklinde hesaplanır.

**Agatston skoru**= (KA/KK) x toplam alan x eşçarpan. KA: Kesit Aralığı, KK: Kesit Kalınlığı'dır.

Kalsiyum skora için yeni alternatif metotlar ise milimetreküp içinde kalsiyum volümünün hesaplanmasını sağlayan volüm skora ile miligram içinde kalsiyumun mutlak kütlesini gösteren kütle skora teknikleridir.

- Volüm skora; Volüm =  $\Sigma$  alan x KA,
- Kütle skora; Kütle=  $\Sigma$  alan x KA x ortalama BT dansitesi, eşitlikleri kullanılarak hesaplanır (62,63).

Kalsiyum skoru: kalsifiye plak yükünü aynı yaştaki asemptomatik erkek veya bayanları ile karşılaştıran kalsiyum persantilini belirlemek için kullanılır. Skor 0 ise bu; kalsifiye plak yükünün olmadığı, anlamlı koroner arter darlığının bulunmadığı ve en azından gelecek 3 yıl içerisinde kardiyak bir hadise ihtimalinin çok düşük olduğunun göstergesidir. Ancak bu skor soft ve kalsifiye olmayan plak varlığını ekarte etmediği gibi koroner arter hastalığı geçirme ihtimalini de tamamen elimine edemez. Kalsiyum persantili arttıkça koroner arter hastalığı ihtimali de artar. Elde edilen kalsiyum skorunun ifade ettiği sonuçlar Tablo 2.1'de gösterilmektedir (61,62,63)

**Tablo 2.1:** Kalsiyum Skoru-Plak-Koroner Arter Hastalığı Riski.

Ca Skoru	Kalsifiye Lezyon varlığı	Koroner arter hastalığı riski
0	Belirlenebilen plak yok	Oldukça düşük, %5' altında
1 – 10	Minimal belirlenebilir plak	İhtimal çok düşük, %10 altında
11 – 100	Belirli, en azından hafif plak	Hafif - minimal koroner darlık
101 – 400	Belirli, en azından orta derecede aterosklerotik plak	Hafif de olsa koroner arter hastalığı riski muhtemel
> 400	Yaygın aterosklerotik plak	En azından anlamlı bir koroner arter darlığı olma ihtimali

Kalsiyum skorlamada plak yükü ve anlamlı koroner arter hastalığı ihtimali elde edilen sayısal değerın düştüğü aralığa göre şu şekilde sınıflandırılabilir (62,63)

1. **0–10 aralığında;** Ateroskleroz ihtimali ekarte edilemez. Negatif veya oldukça düşük ihtimal olmasına rağmen anlamlı obstrüktif hastalık için %5 veya daha az bir ihtimal bulunmaktadır.
2. **11–100 aralığında;** Hafif aterosklerotik plak yükü söz konusudur ve anlamlı obstrüktif hastalık ihtimalinin (%20'nin altında) düşük olması gerçeğine rağmen, ateroskleroz mevcudiyeti barizdir.
3. **101–400 aralığında;** En azından orta derecede ateroskleroz varlığı ve non-obstrüktif koroner arter hastalığı için yüksek ihtimal mevcuttur.
4. **400-'den daha yüksek skorlarda;** İleri derecede aterosklerotik plak mevcuttur. En az bir damarda obstrüktif koroner arter stenozu olma ihtimali ve kardiyovasküler hastalık riski yüksektir.

### 2.2.2. Koroner Arter Ateroskerozu

Ateroskleroz aorta, karotis ve koroner arter gibi elastik damar duvarlarını tutan sistemik bir hastalıktır. Büyük arterlerin kronik inflamatuvar bir hastalığı olan bu hastalık erken yaşlarda başlar ve uzun yıllar boyunca klinik olarak sessizce ilerler (64).

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

Endotel hücresi plazmadan çeşitli maddelerin geçişini sağlayan, arter duvarı ile kanın hücrel ve protein yapıları arasında tek sıra halinde dizilmiş, düzgün, kesintisiz ve geçirgen bir bariyerdir. Normal endotel hücresi trombüs oluşumunu, lökosit bağlayıcı faktörlerin salınımını ve LDL'nin (low density lipoprotein) oksidasyonunu engelleyerek damar düz kas hücrelerinin düzenlenmesini sağlar (65). Bundan dolayı endotel disfonksiyonunun ateroskleroz patogenezi ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Hasara uğramış endotel, vazoaaktif maddeleri ortama salarak inflamasyon, trombosit birikimi ve vazokonstrüksiyona sebep olarak ateroskerozu başlatır (66).

Endotel fonksiyonu çeşitli risk faktörlerine bağlı olarak (sedanter hayat, hipertansiyon, hiperlipidemi, diabetes mellitus, obezite, sigara kullanımı ve aile hikâyesi gibi faktörler) bozulmakta ve hasara uğramaktadır (66). Bunlar kalsiyum yükü hesaplamasında da sonuca etki eden önemli faktörlerdir. Hasar sonucu LDL endotelden subintimal mesafeye rahat geçebilmekte ve okside olmaktadır. Okside olan LDL, antioksidanlardan glutatyon peroksidaz enzim seviyesini azaltarak ateroskleroza eğilimi artırır. Makrofajların ölmesi ile hücre içi ve hücre dışında yağlar birikerek, damar duvarı LDL ile adeta sıvanır. Bu evreye aterom evresi denir. Düz kas hücreleri çoğalarak kollajen büyüme faktörlerini salgılar. Lezyonda ilerleyen süreçte inflamatuvar hücreler birikir. Lipid dolu makrofajlar yanında T lenfositler, düz kas hücreleri ve fibroblastlar aterosklerotik olaya iştirak eder ve patolojik intimal kalınlaşma oluşur. Düz kas hücrelerindeki sayı artışı ile plak önceki aşamalarından daha sağlam bir yapıya sahip olur ve fibroaterom adını alır. Bu aşamada kalsifikasyon olaya eklenebilir. Bu arada plak santral kesiminde oksijenden mahrum kalır ve nekroz gelişmeye başlar. Nekrotik çekirdekte ekstrasellüler lipid, kolesterol kristal esterleri ve bazen de kalsifikasyon bulunabilir (67).

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

### 2.2.3. Aterosklerotik Plak Morfolojisi

Trombüsün bulunduğu yerden kopması ile arter distalinde oluşacak iskemik değişiklikler plağın yapısına bağlıdır. İki tip plak vardır;

1-) Yapısında düz kas hücrelerinin hakimiyeti söz konusu olan kuvvetli bir fibröz başlığa sahip stabil plak. Bu plaklarda inflamatuvar hücre ve sitokin muhtevası azdır. Dolayısıyla oluşturduğu inflamasyon da düşük derecedir.

2-) Unstabil plakta ise santralde yoğun lipid birikimi, inflamatuvar ve ölü hücrelerden oluşan bir çekirdek vardır. Fibröz başlık frajil ve düzensizdir. Bu plak tipinin yırtılabilme ihtimali diğerine oranla oldukça yüksektir. Artmış trombogenez ve anjiyogenezis de rüptür ihtimalini artırır (68). Gerçekte kateter anjiyografide saptanan minimal lezyonlar aylar içerisinde ciddi stenoz ve oklüzyonlara ilerleyebilir. Koroner arter kalsifikasyonu, hasarlı dokularda pasif olarak kalsiyum fosfat birikiminden farklı olarak düzenli bir süreçtir. Kalsifik ve fibrotik lezyonlar, soft plaklardan daha yoğun olduklarından arter duvarına daha sıkı yapışırlar böylece bu plakların rüptür ihtimali azalır (68). Plak oluşumunu takiben ilk önce arter lümeninde belirgin daralma olmaksızın damar duvarında distorsiyonlar oluşur. Bu oluşum dışı doğru yeniden düzenlenme veya "pozitif remodelling" olarak adlandırılmaktadır. Bu vakalarda kateter anjiyografi tamamıyla normal olarak izlenmekle birlikte MDBT koroner anjiyografi ile patoloji net olarak ortaya konabilmektedir (67).

AHA sınıflamasına göre plaklar 8 tipe ayrılır:

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

#### 2.2.4. Aterosklerotik Plakların Tomografik Morfolojisi

Koroner arterler değerlendirilirken, ilk aşamada lüminal veya ekstralüminal patoloji var mı sorusuna yanıt aranır. Plağın pozitif *remodelling* fazında olması ya da lüminal darlığa yol açtığına gösterilmesi önemlidir.

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

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

Kalsifikasyon varlığına göre ise;

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

AHA sınıflamasının MDBT görünüm özelliklerine göre modifikasyonu,

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

Tip I-III: Erken dönem aterosklerotik plak evresi. Tip IV-V: Kompansatuar lüminal dilatasyonun eşlik ettiği aterom evresi. Tip VI-VII: Ateromlar spontan olarak kalsifiye olur ve kalsifik nodül gelişir.

Plaklar tek (soliter) veya çok (multipl) olabileceği gibi yine aynı anda farklı evrelerde (preaterom, aterom, fibroaterom) ve farklı morfolojide (soft, miks, kalsifik) olabilirler (67). MDBT ile plak morfolojisinin değerlendirilmesi çok önemlidir. Çünkü irregüler lezyonlarda plakta fissür oluşumu, rüptür, trombosit ve fibrin birikimi sıkça izlenmektedir. Kompleks ve irregüler özellikle plaklar unstabil koroner sendroma yol açarken, düzgün bir lüminal kontur ise daha çok stabil anjina ile birlikte dir.

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

Trombüs ise; diskret, intralüminal dolum defekti oluşturan sınırları belirli ve damar duvarından ayrı yapılara denir. İntravenöz kontrast madde ile boyanabilir veya boyanmayabilir. Plaktan farklı olarak damar duvarına ait bir patolojiden ziyade luminal yerleşimli ve damarda obstrüksiyona yol açabilen yapılardır. Buldukları yerden ayrılıp daha distal damar segmentlerinde de obstrüksiyon sebebi olabilirler. Aterom plaklarının fibröz başlığının inflamatuvar süreç sonrası incilmesi sonucu rüptür veya aşınma meydana gelebilir. Plakta rüptür meydana geldiği zaman, kanama ve iyileşme döngüsü oluşur.

Tekrar eden plak rüptürlerinin iyileşmesi sonucu, skar dokusu gelişip lümende daha sabit daralmalara yol açabilir. Bu duruma ise negatif remodelling adı verilir. Bu sürece sıklıkla kronik stabil anjinalı hastalarda rastlanır. Eğer plak rüptürünü ve kanamayı takiben trombüs oluşursa koroner arterde akut oklüzyon meydana gelir, bu olay sonucunda akut myokardiyal enfarkt veya unstabil anjina ortaya çıkar.

Pozitif remodelling ise erken aterosklerotik plak birikiminde kompensatuvar damar genişlemesi olarak kendini gösterir. Damar lümeninde bir darlık olmaksızın distorsiyon şeklinde dışa doğru bir genişleme söz konusudur(67,68).

### **2.2.5. Koroner Arter Stenoz Sınıflaması**

BT anjiyografi koroner arter stenoz derecelemesinde pulsasyon artefakları ve küçük damar çapı nedeniyle sensitif değildir. Bu nedenle aşağıdaki sınıflama sistemi kullanılmaktadır (Tablo 2.2) (69).

Şüpheli stenoz alanı birbirine dik iki planda değerlendirilmelidir. Ayrıca plak kompozisyonu belirlenmeye çalışılmalıdır. Kalsifiye plaklar nedeniyle meydana gelen blooming (çiçeklenme) artefaktı pencere ayarları değiştirilerek azaltılmaya çalışılmalıdır. Yaygın kalsifiye plaklar genelde geç evrelere kadar önemli stenoz yapmazlar. Ayrıca bu alanların BTA ile değerlendirilmesi genelde mümkün değildir.



**Tablo 2.2:** Koroner Arter Stenoz Sınıflaması.

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

### 2.3. Koroner Arter Görüntüleme Yöntemleri

#### 2.3.1. Kateter Koroner Anjiyografi

Kateter anjiyografi; koroner arterlerin görüntülenmesinde invaziv bir işlem olmasına, hastanede yatış süreci gerektirmesine ve az da olsa damar duvarında hasara neden olabilmesine rağmen günümüzde kullanılan altın standart bir yöntemdir. Tanısal değerlendirmenin yanı sıra girişimsel uygulamalara da müsaade eden bu yöntem üzerinde zaman içerisinde büyük bilgi ve tecrübe birikimi meydana gelmiştir. Koroner anjiyografi periferik bir arterden yerleştirilen kateterlerin koroner arterlerin orijinine kadar ilerletilmesi ve kateter içerisinden verilen radyopak maddeler ile x-ray altında koroner arter lümen anatomisinin radyografik olarak görüntülenmesi yöntemidir (4).

#### Koroner Arterlerin Kateterizasyonu

Sol ve sağ koroner arterler ile sol ventrikülün kateterizasyonunun kolaylıkla yapılabilmesi amacı ile, her biri için ayrı, önceden şekil verilmiş muhtelif kateterler mevcuttur. Bunlar içerisinde en yaygın (>%90) kullanılanı "Judkins" kateterleridir. Kateterizasyonda temel prensiplerden biri de hangi çeşit kateter olursa olsun, kateter ancak içinde bir J-uçlu kılavuz tel varken arter içerisinde ilerletilmelidir. Bunun için basınçlı arteriyel ponksiyonun ardından J-uçlu kılavuz tel, floroskopik görüntü altında torasik aortaya kadar ilerletilir ve daha sonra kateter bu telin üzerinden ilerletilir. Telin ucu daima kateterin dışında olmalı, kateter her zaman teli takip etmelidir. Kateter tel ile birlikte ilerletilirken kateterin ucu istenilen noktaya ulaştığında, kateter sabit tutulur ve tel üzeri nemli bir sponge ile silinerek dışarı alınır. Tel kateteri

tamamen terk ettiğinde kateterin içindeki bir miktar kan (~2–3 ml) enjektör ile aspire edilir, serum fizyolojik ile yıkanır ve kateterin ucu basınç manifolduna bağlanır. Floroskopide görmeden kateter manipülasyonu yapılmamalıdır. Aorto-iliyak sistemde ateroskleroz ya da trombus yoksa kateterler içinde kılavuz tel olmadan geri çekilebilirler (70). KKA da rutin olarak kullanılan görüntüler ve değerlendirilen segmentler aşağıdaki gibidir (Tablo 2.3) (70).

**Tablo 2.3 : Kateter Koroner Anjiyografide Rutin Görüntüler**

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

KKA 1959'dan beri koroner arter görüntülemesinde altın standarttır (74). Perkütan transluminal koroner anjiyoplasti (PTKA), intrakoroner stent yeleştirilmesi, anjiyoplasti ve intrakoroner lizis gibi farklı tedavi seçenekleri ile birlikte kullanılabilir (71). KKA'da kontrast madde bolus olarak doğrudan koroner arter içine verilir ve saniyede 60 görüntü elde edilir. Geometrik rezolusyonu yaklaşık milimetrede 5 çizgi çiftidir (72). Radyasyon ekspozuru tanısal işlemlerde yaklaşık 5 mSv olup girişimsel işlemlerde ise yaklaşık 15 mSv'dir. KKA invaziv bir işlem olup komplikasyon yaklaşık % 0.08 oranında izlenir ve acil cerrahi girişim gerektirebilir (71). İşlemlerle ilgili mortalite oranı; % 0.15, morbidite oranı ise % 1,5'dir (73). KKA koroner arterlerin intralümenal değerlendirmesini sağladığı için kısıtlı bir değerlendirilmez ve koroner arter duvarları doğrudan gözlenemez. Bu işlem lümen daralması oluşmadan önceki erken KAH hakkında da bilgi vermez (71).

KKA, KAH varlığında lümen çapını, stenoz miktarını ve lümen düzensizliğini yüksek rezolusyon ile gösterir. Ancak aterosklerotik plağın; rüptür eğilimi, histopatolojik özellikleri ve kompozisyonu hakkında bilgi vermez. Ayrıca KKA plak rüptürü, lümenal tromboz ve kalsifikasyon 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 lümen çapı önemli KAH'a rağmen normal izlenebilir (74).

### 2.3.2. İtrakoroner Ultrasonografi

Yakın zamandaki teknolojik gelişmelerle intravasküler ultrason vasküler anatomisinin değerlendirilmesinde önem kazanmıştır. Küçük çaplı ultrason kateterleri yardımıyla koroner lezyonların perkutan girişimler öncesinde rahatlıkla incelenmesi mümkün hale gelmiştir. Kateter koroner anjiyografide kontrast madde ile doldurulan koroner arter lümenindeki lezyona sekonder değişimlerle indirekt yoldan inceleme yapılırken, intrakoroner ultrason direkt olarak damar duvarı, plak ve lümen hakkında bilgi vermekte ateromun büyüklüğü, yapısı ve yaygınlığı saptanabilmekte, lezyon ve referans segmentlerinde kesin ölçümler yapılabilmektedir (70).

İtrakoroner ultrasonografi (İKUS)'nin kullanım alanları; anjiyografik olarak tam ortaya konulamayan aterosklerotik hastalığın tespiti; stenoz miktarının ciddiliğinin tam tespit edilemediği (% 40–75 stenoz) durumlar ve aterosklerotik lezyonların risk miktarının belirlenmesidir. Son jenerasyon kateterler 0.96, 1.27 mm çapında olup yüksek kalitede görüntüler elde edilir ve geometrik rezolusyon 100–250 mikromilimetredir. İKUS ile duvar kalınlığı ve ekojenitesi belirlenir ve uygun transkateter tedavisinin belirlenmesinde faydalıdır (rotasyonel atektomi, stent, vb.) (75). Örneğin kalsifiye lezyonlar sert olduğunda balon dilatasyonu gibi mekanik strese rüptür riski yüksektir. Oysaki yumuşak non-kalsifiye plaklar mekanik strese dayanıklı olduğundan PTKA yapılabilir (75). Kateter koroner anjiyografinin koroner lezyonların teşhisinde bazı sınırlamaları vardır. Koroner lezyonların sıklıkla eksantrik yerleşimleri, kompleks yapıda olabilmeleri, lümen şeklinde irregülerite lezyonun önem

derecesinin anjiyografide kesin olarak saptanmasına izin vermeyebilir. Koroner anjiyografiler vizüel olarak veya kantitatif ölçüm yapılarak değerlendirilir ve normal olduğu kabul edilen referans segmentler dikkate alınarak, lezyon % çap darlığı ile ifade edilir. Oysa ateroskleroz sıklıkla diffüz tutulum gösterdiğinden anjiyografide normal görünen referans bölgelerindeki ateroskleroz lezyonu olduğundan daha önemsiz gösterebilir. Aterosklerotik plakta gelişen diseksiyon koroner anjiyografide bulanık görüntü veren geniş lümenler yaratırken, aslında lümen çapında belirgin artış olmadığı, ancak diseksiyon içine giren kontrast madde nedeniyle lümen çapının büyüdüğü intravasküler ultrason ile saptanabilmektedir (70).

Intravasküler ultrason görüntüleme için çapı 2,9–3,5 French (F) arasında değişen, 20-40 MHz transduser içeren kateterler kullanılmaktadır. Transduser statik olabilir veya kateter içinde mekanik olarak dönebilen bir sistem bulunabilir. Kateterle alınan görüntüler intravasküler ultrason konsolunda real time incelenebilir veya daha sonra değerlendirme yapmak üzere kayda alınabilir. İşlem koroner anjiyografi eşliğinde yapılır (70).

### **2.3.3. Elektron Beam Tomografi**

#### **Elektron Beam Tomografinin Teknik Özellikler**

Elektron Beam Bilgisayarlı Tomografi (EBBT) 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. EBBT, Boyd ve arkadaşları tarafından 1979'da özellikle kalp gibi hareketli organların değerlendirilmesi amacıyla geliştirilmiştir. "*Ultrafast*" BT, "*Cine*" BT veya 5. jenerasyon BT olarak da adlandırılmaktadır.

EBBT'nin diğer BT cihazlarından en önemli farklılığı, dizaynında mekanik olarak hareket eden hiçbir parçanın bulunmamasıdır (76). EBBT'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.

EBBT'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 (77). EBBT 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 (76).

### **EBBT Anjiyografi Çekimi**

EBBT ile koroner arterler kardiyak siklusun seçilen bir fazında prospektif olarak görüntülenir. Üç büyük koroner arterin hareket paterni kardiyak siklusun farklı kısımlarındadır. Bu nedenle sadece belli bir fazda prospektif görüntü elde edilmesi üç koroner arterden sadece biri için optimal görüntüleme sağlar. İnceleme 3 mm kesit kalınlığı, 1.5 mm masa hareketi, 100 ms tarama zamanı, %80 EKG tetiklemesi, 512x512 matriks ve 30 cm FOV parametreleri ile 160 ml (4 ml/sn) non-iyonik intravenöz kontrast madde enjeksiyonu kullanılarak gerçekleştirilir. Elde edilen aksiyel kesitlerden "*volume rendering technique*" (VRT), "*surface shaded display*" (SSD), "*maximum intensity projection*" (MIP) ve "*multiplanar reconstruction*" (MPR) teknikleri ile üç boyutlu görüntüler oluşturulur (78).

EBBT koroner anjiyografiyi non-invaziv olarak KAH tanısında ilk kez Achenbach ve Moshage kullanmaya başlamıştır (78).

### 2.3.4. Manyetik Rezonans Anjiyografi

Noninvaziv Manyetik Rezonans anjiyografi (MRA) ilk kez 1993 te kullanılmaya başlanmıştır (79). MRA'da iyonizan radyasyon ve kontrast madde kullanılmaması bir avantajdır. MRA ile tüm kardiyak siklularda görüntü elde edilir. Ancak kalp ve solunum hareketleri, küçük damar çapı, koroner arterlerin tortüoz seyri görüntüleme için teknik problemlerdir (79). Free-breathing navigator eko ve breat-hold volumetrik teknikler kullanılan tekniklerdir. Stenoz tespitinde KKA ile yapılan ilk karşılaştırmalı çalışmalarda MRA duyarlılığı % 90 özgüllüğü ise % 92 bulunmuştur. Son yapılan çalışmalarda ise duyarlılık % 65–86 özgüllük ise % 88–97 arasında değişmektedir (79).

Aterosklerotik plak karakterizasyonu MRG ile farklı sekanslardaki değişik sinyal özellikleri ile yapılabilmektedir (80). Kompleks aterosklerotik lezyonların (fibröz kep, lipid kor, kalsiyum ve hemoraji) komponentlerinin belirlenmesi konusunda son zamanlarda yapılan başarılı çalışmalar vardır (80).

### 2.3.5. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi 1963 yılında Alan Cormack tarafından teorize edilmiş ve radyolojide yeni bir çığır açmıştır. 1970'li yıllarda görüntülemeye girdikten sonra sürekli yeni yenileşmeler meydana gelmiştir (81). Godfrey Hounsfield ve Alan Cormack diagnostik görüntüleme elde ettikleri başarıları nedeniyle BT'nin bulucuları olarak 1979 yılında Nobel ödülünü almışlardır. Günümüze kadar BT cihazları bir dizi evrim geçirmiştir (81). Spiral taramanın geliştirildiği 1989 yılından sonra 1991'de 1 mm. altında kesit alabilen cihazlar üretilmiştir. Aynı yıl bugünkü MDBT teknolojisinin öncüsü iki detektörlü helikal BT' de geliştirilmiştir. 1993'te gerçek zamanlı BT'nin kullanıma sokulmasıyla BT floroskopi altında biyopsi işlemlerinin yapılabilmesi, damar yapıları ya da organlar içindeki kontrastlanmanın monitörizasyonu (otomatik bolus yakalama programları) olanaklı hale gelmiştir. Gantri rotasyon zamanlarının 1 sn'nin altına inmesi 1995'te mümkün olmuştur. 1998 yılında da ilk çok kesitli BT sistemleri kullanıma girmiştir (82).

## 2.4. Bilgisayarlı Tomografi Fiziği

### 2.4.1. Görüntü Oluşum Süreci

BT çalışma prensibi olarak 4 üniteden oluşur:

1. Kaynak: X ışın tüpü
2. Dedektör: Hastadan geçen ışınları toplar
3. Bilgisayar: Dedektörden gelen bilgileri alır depolar ve görünür hale dönüştürür.
4. Monitör: Bilgisayarda oluşan dijital görüntüleri gösterir.

BT' de görüntü oluşumu üç aşamada gerçekleşir: (83,84)

**1.Tarama fazı:** Data (bilgi) oluşur. Yelpaze şeklinde X ışınları vücudu delerek dedektörler tarafından absorpsiyon miktarı ölçülür.

Dedektörler filmin yerine geçmiştir ve absorpsiyon özelliği yüksek olmalı, gelen fotonu yüksek oranda yakalayabilmeli, elektron-sinyal dönüşümünü yüksek oranda yapabilmeli, ikinci sinyali işlemeye kısa süreler içinde hazır olmalıdır.

İki tip dedektör vardır:

**XENON dedektörler:** Üzerine X ışını düştüğünde sıkıştırılmış Xenon gazında iyonizasyona neden olur ve elektrik sinyali üretir.

**SOLID STATE dedektörler:** Üzerine X ışını düştüğünde ışık salınımı olur ve elektrik sinyali üretir.

**2. Rekonstrüksiyon fazı:** Bilgi dijital görüntüye dönüştürülür.

Dedektörlerden elde edilen elektrik sinyallerinin tarama alanını temsil edecek sayılardan oluşmuş haritaya dönüştürme işlemine rekonstrüksiyon denir. Bu işlemin yapılması için değişik algoritmeler kullanılır.

Görüntü birçok sayısal verilerden meydana gelmektedir. Bu sayısal noktacık şeklindeki verilerin en küçüğüne PİKSEL denir. Pi(Picture) x el (element) kelimelerinin kısaltmasıdır. En küçük hacim elemanına VOKSEL denir. Vo (Volume) x el (element) kelimelerinin kısaltılmış halidir.

**3. Dijital-analog dönüşüm fazı:** Bilgi grinin tonları şeklinde görülebilir hale getirilir.

### 2.4.2. BT Teknolojisinde Tarihsel Gelişim ve Jenerasyonlar

Tomografiler değişik evreler geçirerek günümüze kadar gelmişlerdir. İlk geliştirilen tomografiler birinci jenerasyon olarak isimlendirilirken günümüzde çok kesitli tomografiler yedinci jenerasyon olarak yerini almıştır.

1. Birinci jenerasyon: İnce bir ışın demeti ve iki ayrı kesit için veri toplayan Nal dedektörler vardır. Tüp ve dedektör, her projeksiyon için derece derece döner; taramayı alanda kayarak yapar. Çok iyi kolime edilmiş tek bir demet kullanılması nedeniyle saçılma en aza indirilmiştir. Bir çift görüntü elde etmek 5 dakika sürer. Sadece kraniyal incelemeler yapılabilmektedir.(85).

2. İkinci jenerasyon: Tarama teknolojisi değiştirilmemiştir fakat ışın geometrisi ve dedektör sayısında farklılık vardır. Işın demeti yaklaşık 10 derecelik yelpaze şeklindedir ve karşısına 30 kadar dedektör sıralanmıştır. Birinci jenerasyon BT lere göre X ışınından yararlanma oranı artırılmış ancak X ışınında saçılma artmıştır (85).

3.Üçüncü jenerasyon: Bu BT aygıtlarında tarama teknolojisi değişmiş, ışın yelpazesi genişlemiş ve dedektör sayısı artmıştır. Tüp ve ona bağlı yaklaşık 800 dedektör hastanın etrafında 360 derece dönerek veri toplar. X ışını yelpazesi tüm görüntüleme alanını kapsayacak kadar genişlemiştir. Hastayı geçen ışın, referans dedektörlerin ölçtüğü değerlerle karşılaştırılarak X ışınlarının zayıflaması hesaplanır. Bu sistemin önemli bir dezavantajı dedektör kalibrasyonu yeterli olmadığında görüntü üzerinde oluşan arızalı dedektörün oluşturduğu daire şeklinde '*ring*' artefaktıdır (85).

4. Dördüncü jenerasyon: Bu aygıtlar 3. jenerasyon BT lerde önemli bir sorun olan '*ring*' artefaktını çözmek üzere geliştirilmiştir. Bu sistemde yaklaşık 4800 dedektör gantri açıklığı çevresinde bir halka şeklinde sabit olarak yerleştirilmiştir. Tüp bu dedektör halkası içerisinde döner (85).

5. Beşinci jenerasyon: Ultrafast BT veya elektron beam CT (EBBT) olarak adlandırılır. Kardiyak çalışmalar için geliştirilmiştir. Bu sistemde X ışını demeti yoktur. Bir elektron tabancasından çıkan elektronlar hasta çevresindeki halka şeklinde sabit olarak yerleştirilmiş tungsten anoda çarptırılarak X ışını üretilir. Tarama süresi 50 milisaniyeye düşürülmüştür. Kalbin çalışırken kesit görüntüsünü canlı olarak izlemek mümkündür.



6. Altıncı jenerasyon: Helikal BT dir. Tüpün devamlı dönmesi sürecinde hasta masası kayar. Tüp dairesel olarak döner, ancak hasta masası devamlı kaydığı için x ışını demeti incelenen vücut bloğunda izlediği yol zorunlu olarak helikaldir. Tarama süresi çok kısalmıştır. Tüm abdomen nefes tutma esnasında 30 saniyede taranır. Bu hız hareket artefaktını önler, verilen kontrast madde miktarını azaltır (85).

7. Yedinci jenerasyon: Çok kesitli çok detektörlü BT'ler. Günümüzde çok detektörlü BT'ler Pozitron Emisyon Tomografi (PET) ile birlikte imal edilerek PET-BT şeklinde de kullanılmaya başlamıştır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler ile görüntü kalitesi artmakta, BT kullanım alanını genişletmektedir. (rutin tarama ve özel alanlarda kullanım).

Yarım saniyenin altında rotasyon süresi ile kardiyak ve koroner görüntülenebilmektedir. Tetkikler hastalar için daha konforlu, daha düşük dozlar ile çekim mümkün hale gelebilir (özellikle kontrol veya tarama grubu hastalarında).

### **2.4.3. Helikal BT:**

1988 yılında geliştirilen helikal veya spiral BT, tek bir nefes tutma süresinde gerçek 3 boyutlu görüntüleme imkânı sunması ile kesitsel görüntülemeye önemli bir çığır açmıştır. Helikal BT görüntülemeye temel ilke, tüp ve dedektörler hasta çevresinde sürekli dönerken hasta masasının eş zamanlı olarak hareket etmesi ve bu esnada dokudan 3 boyutlu projeksiyon verilerinin alınmasıdır. Yani, konvansiyonel cihazların aksine, hasta kesit kesit görüntülenmez, hasta masası belli bir hızla sürekli hareket eder ve hastadan elde edilen veriler hacimsel niteliktedir.

Tüp-dedektör donanımı 3. kuşak BT'lerdeki gibidir; fan şeklinde ışın demeti üreten X-ışın tüpü ve 500-900 dedektör elemanından oluşan tek sıralı körvilineer dedektör dizisi karşılıklı olarak dönerler, ancak bu dönüş 3. kuşak BT'lerde her kesit için bağımsız olurken, helikal BT' de dönüş süreklidir. Helikal BT' de 3. jenerasyon BT'lerden farklı olarak 3 teknolojik yenilik vardır: Slip ring gantri dizaynı, çok yüksek ısı kapasiteli X-ışın tüpü ve helikal veriyi planar veriye dönüştürecek interpolasyon algoritmaları.

**Slip ring teknolojisi:** Hareket eden ara yüzler arasında elektrik enerjisi iletimi sağlayan halkasal iletkenler ve fırçalardan oluşan elektromekanik bir dizayndır. Gantrinin sabit kısmından gelen tüm güç ve kontrol sinyalleri dönen kısma (tüp ve dedektör), bu kısımdan alınan ham veriler de sabit kısma slip ringler aracılığıyla iletilir. Bu dizayn gantri eksenine konsantrik olarak dizilen paralel iletken halkalar oluşur ve kayan fırçalarla gantri ekseni ile tüp-dedektör donanımı arasında elektrik bağlantısı sağlar. Kayan fırçalar sayesinde konvansiyonel BT'lerde olduğu gibi dönüşler arasında bağlantı kablolarının geri sarılması gerekmez ve böylece tüp-dedektör donanımı sürekli dönebilir. Bu mühendislik dizaynı başlangıçta konvansiyonel BT'lerdeki kesitler süreyi azaltmak amacıyla tasarlanmıştır. Tüp-dedektör donanımının sürekli X ışını üretimi için çok yüksek ısı kapasiteli x-ışın tüplerine ihtiyaç vardır.

**Yüksek kapasiteli x-ışın tüpleri:** Kısa sürede uzun mesafelerin incelenebilmesi ve incelemeler arasında tüpün soğuması için zaman kaybedilememesi için helikal BT tüpünün anot ısı kapasitesi yüksek olmalıdır. Bugün kullanılan helikal BT cihazlarının ısı kapasitesi 5-8 milyon ısı ünitesi (heat unit) dolayında olup, ısı atılımı da (soğuma) yüksektir. Bu kapasite hedef diskin arkasına grafit destek koyarak, anot çapını artırarak (20cm ve üzeri), yüksek sıcaklığa dayalı rotor taşıyıcılar geliştirerek yalıtkanlı metal haube kullanılmasıyla elde edilmiştir.

**İnterpolasyon algoritmaları:** Helikal BT' de tüp-dedektör donanımı ve masa sürekli hareket ettiği için, konvansiyonel BT'nin aksine, kesit başlangıcı ve bitişi aynı noktada birleşmez. Çünkü masa hareketine bağlı fan şeklindeki x-ışını hasta çevresinde spiral çizer.

Başlangıç ve bitiş noktaları arasındaki kayma, masa hızı ve ışın genişliğinin bir fonksiyonudur. Bu yüzden konvansiyonel BT'lerde kullanılan rekonstrüksiyon algoritmaları burada kullanılamaz. Kullanılabilmesi için önce helikal verinin planar veriye dönüştürülmesi gerekir.

Willi Kalender matematiksel interpolasyon algoritmaları ile bu dönüşümü sağlamıştır. Bu amaçla kullanılan iki interpolasyon algoritması vardır:  $180^\circ$  ve  $360^\circ$  lineer interpolasyon algoritması.

$360^\circ$  lineer interpolasyon algoritması daha basit olup,  $360^\circ$  dönüşün her açı pozisyonunda, spiral veri içinde z-ekseninde seçilen noktaya en yakın iki projeksiyonun interpolasyonudur.  $720^\circ$ lik verinin bu z-eksenindeki nokta için iki tam ( $360^\circ$ ) projeksiyon verir.  $360^\circ$  lineer interpolasyon algoritması kullanıldığında gürültü azalır, ancak kesit duyarlılık profili genişler ve z-eksenindeki çözünürlük azalır. Bu yüzden sadece düşük pitch değerlerinde kullanılabilir.

$180^\circ$  interpolasyon algoritması ise daha gelişmiş bir hesaplama olup, x-ışın atenüasyonunun yönden bağımsız olması esasına dayanır. Yani, tüp ve dedektörler arasındaki ışın atenüasyonu her iki yönde de eşittir. Dolayısıyla, dedektör-tüp arasındaki ışın için sanal ikinci bir spiral hesaplanarak, gerçek sanal spiraller arasındaki açı değerlerindeki projeksiyonlar interpolate edilebilir.  $180^\circ$  interpolasyon algoritması kullanıldığında kesit duyarlılık profili dardır. Çünkü gerçek ve sanal spiraller arasındaki mesafe iki gerçek spiral arasındakinden daha azdır. Z-ekseninde çözünürlük iyidir, distorsiyon olmaz, ancak gürültü artar

Pitch değerinin artırılmasına izin verdiği için günümüzde  $180^\circ$  interpolasyon algoritması yaygın olarak kullanılmaktadır.

Helikal BT ile birlikte BT inceleme parametrelerine yenileri girmiştir; Pitch, efektif kesit kalınlığı ve Rekonstrüksiyon aralığı.

**Pitch:** Tüpün  $360^\circ$  dönüşü esnasındaki masa hareketinin ışın kolimasyonununa oranı olup, görüntü kalitesi ve hasta dozu açısından çok önemli bir ölçüttür. Pitch değerinin 1'den düşük olması kesitsel verilerin üst üste binmesini ve dolayısıyla hasta dozunun arttığını gösterirken, 1'den büyük değerler spiralın açıldığını, dolayısıyla daha uzun mesafelerin daha düşük radyasyonla incelendiğini gösterir. Ancak yüksek pitch değerlerinde z-eksenindeki çözünürlük azalır, efektif kesit kalınlığı artar, multiplanar ve 3-boyutlu rekonstrüksiyonların kalitesi düşer ve gürültü artar. Klinik kullanımda pitch değeri 1-2 arasında seçilir.

**Efektif kesit kalınlığı:** Konvansiyonel BT' de kesit duyarlılık profilinin (KDP) genişliği kolimasyona eşit iken, helikal BT' de bu farklıdır ve efektif kesit kalınlığı pitch değerine ve kullanılan interpolasyon algoritmasına bağlı değişir. İdeal bir KDP dikdörtgen şeklinde olmalı ve dikdörtgenin genişliği de kesit kalınlığı kadar olmalıdır. 180° lineer interpolasyonda KDP dikdörtgene yakın iken, ancak 360° lineer interpolasyonda KDP genişler ve efektif kesit kalınlığı artar. Pratikte 180° lineer interpolasyonda pitch değeri 1 ise efektif kesit kalınlığı ışın kolimasyonuna eşittir. Ancak, pitch 1'den 2'ye çıkartıldığında efektif kesit kalınlığı yaklaşık % 28 artar. Dolayısıyla helikal BT' de inceleme yaparken kolimasyon ve pitch değeri uygun şekilde seçilmelidir. Şöyle ki; z-ekseninde 20cm mesafe incelenecek olsun. Rotasyon zamanı 1 sn olan cihazla bu mesafeyi 5-mm kolimasyon ve pitch=1 seçerek tararsa, inceleme 30 sn sürer ve efektif kesit kalınlığı=5 mm olur. Oysa aynı mesafeyi 3-mm kolimasyon ve pitch=2 seçerek tararsak, inceleme 34 sn sürer ve efektif kesit kalınlığı=3.9 mm olur. Yani pitch 2 kat artarsa radyasyon dozu 2 kat azalır, inceleme mesafesi 2 kat artar, ancak efektif kesit kalınlığı yaklaşık %28 artar. Dolayısıyla, uygun seçimle işlem daha ince kesit kalınlığı kullanarak daha kısa sürede tamamlanır.

**Rekonstrüksiyon aralığı:** Helikal BT'nin önemli avantajlarından biri veri kaydının devamlı olması nedeniyle, z-ekseni boyunca herhangi bir noktadan BT görüntüsü oluşturabilmesidir. Rekonstrüksiyon aralığı (rekonstrüksiyon intervali=RI), rekonstrükte edilen ardışık 2 kesit arasındaki mesafeyi belirtir. İncelemedeki kesit kalınlığı değişmez, ancak üst üste binen kesitler (overlapping) alınabilir. Böylece z-ekseni boyunca örnekleme iyileşir, parsiyel hacim etkisi azalacağından lezyon rekonstrüksiyon zamanı uzar ve kesit sayısı artar. Özellikle küçük yapıların ayırt edilebilmesi için, RI için RI efektif kesit kalınlığının % 50'sini geçmeyecek şekilde seçilmelidir. Böylece kesitler arasında %50 overlap olacak ve özellikle kesit aralarında kalan lezyonlar ortaya çıkacaktır. Üst üste binen kesitler matematiksel yolla elde edildiğinden (x-ışını üst üste binmez) görüntü kalitesindeki iyileşme hastaya fazla doz vermeden sağlanır.

**Helikal BT'nin avantajları:** Tetkik süresinin kısılması ve hacimsel veri toplanmasına bağlı olarak helikal BT incelemelerinde hasta ve solunum hareketlerine bağlı artefaktlar veya yanlış veri kaydı önlenir, dinamik ve fazik incelemeler ve BT anjiyografi işlemleri yapılabilir. Veri hacimsel olduğundan taranan hacmin herhangi bir yerinden görüntü rekonstrüksiyonu yapılabilir. Paranazal sinüs ve vertebral disklere yönelik incelemelerde hastaya veya gantriye açısı vermeden tarama yapıp, daha sonra istenilen açıda çözümlenmenin iyileşmesi ile yüksek kalitede 3-boyutlu rekonstrüksiyonlar yapılabilir. İnce kesit (1mm) ve pitch değeri 1 seçilerek izotropik rekonstrüksiyonlara yakın görüntüler elde edilebilir. Ancak bu şekilde görüntüleme kısa mesafelere için ve hasta nefesini tutabildiği sürece mümkündür. Uzun mesafe taramalarında ise pitch ve/veya, kolimasyon artırılmalıdır, bu da z-eksenindeki çözünürlüğü azaltır. Yüksek z-ekseni çözünürlüğünü koruyarak uzun mesafe taramaları için 1998'de çok kesitli MDBT geliştirilmiştir.

#### **2.4.4. Çok kesitli BT :**

X-ışınlarının daha etkin kullanılmasıyla daha uzun mesafeler z-ekseni çözünürlüğünü koruyarak taranabilir. Bu amaçla çoğul sıralı dedektör dizaynı geliştirilmiştir. Tüp-dedektör donanımı 3. kuşak ve helikal BT' de olduğu gibi eş zamanlı dönen X-ışın tüpü ve körvilineer dedektör dizisinden oluşur. Bu sistemde helikal BT'den farklı olarak dedektörler tek sıra değil, 2 veya daha fazla (4,16,32,40,64 vb) sıra halinde dizilmiş, her biri 500-900 solid-state yapıdaki dedektör elemanından oluşan iki boyutlu matriks yapısındadır. Her bir dedektör sırası bir veri algılama sistemine bağlanarak kanal sayısı kadar uzaysal veri elde edilir. Dedektör sıra sayısının artması x-ışının etkin kullanımını sağlayarak veri alma kapasitesini dramatik olarak arttırmaktadır. Gantri rotasyon zamanlarının da düşük olması nedeniyle bu cihazların performansı artırılmıştır. Bu gelişme daha kısa görüntüleme süresi, daha uzun görüntüleme mesafesi ve daha ince kesit kalınlığı amacıyla kullanılabilir. Örneğin, 0.5 sn rotasyon zamanlı ve 4-dedektör sıralı bir cihazın performansı 1 sn rotasyon zamanlı tek sıra dedektörlü helikal BT'ye göre 6 kat daha iyidir. Bu aynı kesit kalınlığı için 8 kat daha hızlı, aynı mesafe için 8 kat

daha ince kesit veya aynı sürede 8 kat daha uzun mesafe taraması şeklinde kullanılabilir. Çok kesitli BT' de dedektör sıra sayısı kesit sayısından daha fazla olduğundan çok detektörlü BT yerine çok kesitli BT terimini kullanılabilir (4-kesit BT için, General Electrics'te 16 sıra, Philips ve Siemens'te 8 sıra, Toshiba'da ise 34 sıra dedektör bulunur). Dedektör sıralarının sayısı, tasarımı ve dizilimin kalınlığı üretici firmalar arasında farklılık gösterir.

**Dedektör sırası tasarımı:** Dedektör tasarımları üç ana grupta incelenebilir: matriks, adaptif ve hibrid dedektörler. Matriks diziliminde z-ekseni boyunca dedektör elemanlarının boyutları eşittir. General Electrics (GE)'nin 4 ve 8'li sistemlerinde bu tasarım kullanılır (4-kesit BT' de her biri 1.25mm kalınlıkta 16 dedektör elemanı, toplam kalınlık 20mm). Adaptif tasarımda ise dedektör elemanlarının boyutları merkezden periferik doğru kalınlaşır. Bu dizilimin mantığı dedektörler arasındaki septa sayısının periferik doğru azalması ve oblik gelen x-ışınlarının septumlarca emiliminin azaltılarak geometrik doz etkinliğinin artırılmasıdır. Philips ve Siemens'in çok kesitli BT'lerinde bu adaptif tasarım kullanılır (en içte 2 adet 1mm kalınlıkta ve her iki tarafta iki tane 1.5mm, iki tane 2.5mm ve iki tane 5mm kalınlıkta olmak üzere toplam 20mm kalınlıkta 8 farklı dedektör elemanı).

Toshiba'nın kullandığı hibrid dizilim ise en içteki dedektör elemanlarının dıştakilerden daha ince olması dışında matriks dedektörlere benzer (4- kesit BT için en içte 4 tane 0.5mm kalınlıkta ve her iki tarafta 16'şar tane 1mm kalınlıkta olmak üzere toplam kalınlığı 32mm olan 34 dedektör elemanı). 16'lı ve daha yüksek BT'lerde hibrid dizilim kullanılır.

Dedektörler arasındaki yaklaşık 0.06mm kalınlıktaki ışını emen ama bilgi üretmeyen septa nedeniyle MDBT'lerde ve özellikle matriks dizilimde dedektör etkinliği düşüktür. Bu da hastaya verilen radyasyon dozunun fazla olması anlamına gelmektedir. Ancak MDBT'de ışın kolimasyonunun fokal spot boyutuna oranı yüksek olduğundan umbra/penumbra oranı da yüksektir. Genel olarak dedektör sıra sayısı arttıkça x-ışını kullanım etkinliği arttığından radyasyon dozu azalır.

**Kesit kalınlığı seçimi:** MDBT'de kesit kalınlığı hasta öncesi ve sonrası kolimasyon ve veri alma sistemi ile kombine edilecek dedektör sıra sayısından belirlenir. Dolayısıyla 4 kesitli BT' de 4 x 5mm, 4 x 2,5mm, 4x1mm ve 2x0.5mm kalınlıkta kesitler almak mümkündür. Sistemdeki minimum kesit kalınlığı en küçük dedektör elemanının z-eksenindeki genişliğince belirlenir.

**Çok Kesitli BT' de pitch:** Farklı MDBT üreticilerinin pitch için farklı tanımlamalar yapması kafa karışıklığına yol açmaktadır. Doğru olan evrensel pitch tarifine uyularak pitch'in bir rotasyondaki masa hareketinin total kolimasyona (ışın demetinin toplam kalınlığı) oranı şeklindeki tarifidir. Bazı üreticilerin önceleri dedektör pitch'i (masa hareketinin dedektör kolimasyonuna oranı) kullanması yüksek pitch değerlerine yol açtığından (4-kesitli BT için 1-8, 16-kesit BT için 2-30), kafa karışıklığını önlemek ve pitch ile radyasyondan dozu arasındaki ilişkiyi korumak amacıyla, artık bu tarif terk edilmiştir. Örn.4x2.5mm kolimasyon kullanıldığında, masa hareketi 0.5 saniye rotasyonda 15mm (30 mm/s) ise, pitch değeri 1.5 ( $15/4 \times 2.5 = 15/10$ ) olur.

**Görüntü rekonstrüksiyonu:** Helikal BT' de olduğu gibi MDBT de aksiyal kesitler almak için veri interpolasyonu gereklidir. MDBT'de dedektörler iki boyutlu olduğundan gelen x-ışın demeti de iki boyutlu ve konik şeklindedir. Dedektörlere konik şekilde ve belli bir açıyla gelen ışın demeti gantri merkezinin dışında kalan bölgelerde artefaktlara yol açabilir. Yani, aynı yapı tüpün dönüşü süresince farklı dedektör elemanlarınca görülür, bu özellikle dönüş ekseninin merkezinin uzağında kalan yapılarda daha belirgindir (koni açısı problemi). Bunu önlemek için helikal BT' de kullanılan lineer interpolasyon değil, daha sofistike algoritmalar kullanılmalıdır.

**Çok Kesitli Lineer İnterpolasyon (ÇLİ):** Dört-kesit BT'lerde kullanılan algoritma helikal BT'lerde kullanılanın bir analogudur. Her bir projeksiyon açısı için görüntü düzlemine en yakın 2 projeksiyon açısı için görüntü düzlemine en yakın 2 projeksiyon verisi kullanılır (360° ÇLİ için sadece gerçek spiral kümeleri, 180° ÇLİ için ise gerçeğe ek olarak dedektör-tüp arasındaki sanal spiral kümeleri). Örneklem paternlerine bağlı olarak ÇLİ'lerin pitch ile ilişkileri helikal BT' de olduğundan daha kompleksdir.

Philips ve Siemens interpolasyon algoritmalarının pitch'den bağımsız yaparken, GE 4-, 8- ve 16-kesit cihazlarında uygun veri örnekleme için tercih edilecek pitch değerleri önermektedir. Ayrıca Siemens kesit kalınlığı, gürültü ve radyasyon dozunu örnekleme paterninden bağımsız hale getirmek için z-filtre interpolasyonu ve koni açısı rekonstrüksiyonunu geliştirmiştir.

Z-filtre interpolasyonu: 4- ve 8- kesit alan BT cihazlarında kullanılan bu yöntemde dedektörlerden sadece görüntü düzlemine en yakın iki projeksiyon değil, çok sayıda projeksiyon kullanılır (çok noktalı interpolasyon). Sonra bunlar görüntü düzlemine olan uzaklıklarına göre değerlendirilir. Z-filtre ekseninin negatif tarafındaki kenar keskinliğini arttıran bölümünü de hesaba katarak, pitch'in uygun olmadığı durumlarda bile kesit kalınlığının kolimasyona eşit olmasını sağlar. Ancak bu filtre işlemi gürültüyü arttırır. Geniş filtre fonksiyonu kullanılarak gürültü azaltır ve kesit kalınlığı genişler. Üretici firmalara bağlı olarak, seçilen kolimasyon ile rekonstrükte edilen görüntünün kesit kalınlığının değişik kombinasyonları mevcuttur. İlke olarak kesit kalınlığı kolimasyona eşit veya daha büyüktür.

Koni demeti interpolasyonu: Z-filtre interpolasyonunda da ışınların paralel olduğu varsayılır, ancak özellikle 16- ve daha çok kesitli BT'lerde ışınların z-ekseni boyunca dağılması (diverjans) belirgin olduğundan özellikle santraldeki dedektör ekseninin dışında kalan noktalarda artefaktlar (koni açısı) ortaya çıkar. Bunu düzeltmek için daha karmaşık hesaplamalar gereklidir. Philips ve Toshiba gerçek 3-boyutlu koni demeti algoritması (Philips:Coriba, Toshiba:ConeView) kullanmaktadır. Bunlar verileri voksel voksel değerlendirerek her ayrıntının son görüntüde görülmesini sağlamaktadır. GE (CrossBeam, Hyperplane) ve Siemens (AMPR) kendi 2-boyutlu fanbeam rekonstrüksiyon algoritmalarını geliştirerek önce spirallere göre uyarlanmış oblik düzlemde rekonstrüksiyon yapmakta, sonra bunlar aksiyal kesit olarak interpolate edilmektedir.

**Çok kesitli BT' de gürültü:** Dört-kesit BT'lerde görüntüdeki gürültü seçilen kesit kalınlığına ve z-filtreleme veya koni açısı algoritmasına bağlıdır. Z-filtreleme gürültü ve kesit kalınlığı arasındaki ilişkiyi iyileştirir ve 180 derece interpolasyona göre gürültüyü azaltır. Siemens'in kullandığı adaptif z-filtre



işlemi gürültü ve kesit kalınlığını pitch' den bağımsız hale getirmiştir. Toshiba' da kullanıcının seçtiği kesit kalınlığına göre sistem uygun z-filtre seçmektedir.

**Çok kesitli BT' nin avantajları:** Helikal BT'nin avantajlarının tümü MDBT de mevcuttur, ayrıca performansı Helikal BT' ye göre daha yüksek olduğundan daha uzun mesafeler, daha ince kesitlerle daha kısa sürelerde taranabilir. Çok fazlı (multifazik) ve dinamik çalışmalar ve fonksiyonel BT daha etkin yapılabilir, multiplanar rekonstrüksiyon, MİP (maksimum intensite projeksiyonu), 3 boyutlu rekonstrüksiyon, hacimsel gösterim (volume rendering), BT anjiyografi, BT endoskopi ve BT floroskopi kalitesi helikal BT' ye göre daha yüksektir. Ayrıca özellikle 16- ve daha çok sayıda kesit alabilen BT' lerde kardiyak incelemeler ve koroner anjiyografi yapılabilir. İnce kesit (<1mm) alındığında gerçek izotropik görüntüler (kübik voksel) elde edilir ki, bu da görüntü hacminden geçen her düzlemin eşit derecede keskin olması demektir. Uzun mesafelerin taranabilmesi özellikle travma hastalarında, tetkik süresinin kısalması ise çocuk ve bilinç bulanıklığı olan hastalarda harekete bağlı artefaktlar da en aza indirir. Açılı inceleme gerektiren yapılarda hastaya veya gantriye açı vermeden tarama yapıp, daha sonra istenilen açıda ve alanda görüntü oluşturulabilir (83,84,85)

### **Çok kesitli BT de çözünürlük:**

BT nin oluşturduğu görüntülerin kalitesini belirleyen en önemli parametre çözünürlüktür. 2 çeşit çözünürlükten bahsedilebilir: a) Temporal çözünürlük b) Uzaysal Çözünürlük

#### **a- Temporal Çözünürlük**

Temporal çözünürlük gantri rotasyon süresinin yarısına eşittir. Görüntünün rekonstrüksiyonunu yapmak için gerekli tarama verisinin elde edilmesi sırasında geçen sürenin miktarı temporal çözünürlük olarak tanımlanır (90). Çok kesitli BT için temporal çözünürlük cihazın tek bir gantri rotasyonunu tamamlama süresine bağlıdır. Bununla birlikte kısmi tarama rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması ile değiştirilebilir. Bu yöntemle yaklaşık 240 derecelik gantri rotasyonu ile elde edilen verilerden tekrar görüntü oluşturulur (86).

Temporal çözünürlük düşük kalp hızları için uygundur. Fakat yüksek hızlarda bulanıklaşma ve merdiven basamağı artefaktına neden olabilir. Yüksek kalp hızları söz konusu olduğunda ise temporal çözünürlük, birden fazla kalp siklusuna ait veriler kullanılarak artırılabilir (86). Elde edilen temporal çözünürlük gantri rotasyon süresinin, kullanılan kalp siklusu sayısının iki katına bölünmesi ile hesaplanır (87). Tek kalp siklusundan elde edilen veriler görüntü oluşturmak için kullanılıyorsa buna “tek-sektör rekonstrüksiyon” denir. Eğer birden fazla siklustan elde edilen veriler kullanılıyorsa buna “multisektör rekonstrüksiyon” veya “multisegment rekonstrüksiyon” denir. Genel olarak dakikada 65 atımdan daha düşük kalp hızları için tek sektör rekonstrüksiyon kullanılır (87).

### **b- Uzaysal Çözünürlük**

Koroner arterler genellikle 2–4 mm çapa sahiptirler. Arter lümeni proksimal ana dallarda 4 mm ve uç dallarda 1 mm civarındadır (88). Distal dallarla karşılaştırıldığında, proksimal dallar için çok kesitli BT ile darlık tespit duyarlılığı daha yüksektir (87).

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

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

Altın standart olan kateter anjiyografinin uzaysal çözünürlüğü 0,2x0,2 mm'dir. Bu değer 4 kesitli cihazlar için 0,6x0,6x1,0 mm; MRA için 1,25x1,25x1,5 mm'dir (88).

Spiral BT ile hacim görüntüleri elde edilebilmesi ve üst üste gelen kesitlerin rekonstrüksiyonu, z eksen çözünürlüğünü arttırdığından dolayı 16 kesitli BT cihazlarının uzaysal çözünürlüğü 0,5x0,5x0,6 mm flat panel detektörlerde ise 0.25x0.25x0.25mm düzeyindedir. (89).

### **Tarama Zamanı**

Tarama zamanı cihazın rotasyon süresinin yanı sıra incelenecek bölgenin uzunluğuna da bağlıdır. Koroner anjiyografide, karinanın 1 cm altından başlanır ve kalp tabanına kadar yaklaşık 10–12 cm'lik mesafe taranır (79). Cihazın kesit sayısı ve rotasyon hızı yüksek ise, uzaysal çözünürlükte sınırlama olmaksızın tarama süresi, dolayısıyla da nefes tutma süresi kısalır. 8 kesitli BT ile yapılan koroner anjiyografi tetkiklerinde ortalama süre 40 saniye üzerindedir. 16 kesitli BT ile bu süre 20-25 saniye iken bizim çalışmamızda bu süre yaklaşık 10-15 saniye sürmekte idi. Nefes tutma süresinin en aza indirilmesi solunumla ilgili artefaktların da azalmasına katkı sağlayacaktır. Kullanıma giren 256 kesitli BT cihazları ile bu süreler çok aza indirilmiştir. Görüntüler kısa sürede elde edildiği için, kalp venlerinin kontrast madde ile dolarak raporlamada karışıklıklara yol açması da engellenmiş olur (86).

### **İnce Kesit Kalınlıkları**

Konvansiyonel helikal cihazlardan farklı olarak, MDBT cihazları artmış hızları sayesinde klasik kesit taramasından çok, bir anlamda "hacim taraması" yapmaktadır. Yüksek kalitede hacim bilgisi için longitudinal düzlemdeki (Z eksenindeki) çözünürlüğün yeterli olması gerekmektedir. Z eksen çözünürlüğünü belirleyen başlıca etken kesit kalınlığıdır. Dedektör teknolojisindeki iyileştirmelerle minimum kesit kalınlığı giderek düşürülmektedir. Böylece 16 kesitli sistemlerden sonra ulaşılan anizotropik voksel geometrisi sayesinde multiplanar reformasyonlar ve üç boyutlu görüntüleme optimal görsel keskinlikle yapılabilmektedir (90).

### **Gantri Rotasyon Süresi**

İlk olarak EBBT cihazları ile tarama bir saniyenin altına indirilmiştir. Çok kısa bir zaman içerisinde helikal cihazlarda da rotasyon süreleri 1 sn'nin altına indirilmiştir. Bizim kullandığımız cihazda bu süre 400 msn idi. Gantri rotasyon süresinin bu denli kısalması hareket artefaktlarını belirgin olarak azalttığı gibi aynı süre içinde daha geniş anatomik bölgelerin taranabilmesi olanağını doğurmuş ve longitudinal (z eksen) çözünürlüğü de artırmıştır. Bu durum kalbin diastolik fazında göreceli olarak hareketsiz görüntülerin

alınmasına izin vermektedir. Bu gelişme prospektif ve retrospektif elektrokardiyografik tetikleme ile birlikte, koroner arter kalsiyum skrolama ve koroner arter BT anjiyografi gibi kardiyak uygulamaların yapılabilmesine olanak sağlamıştır. Artık MDBT cihazlarında EBBT cihazlarıyla karşılaştırılabilir düzeyde kalsiyum skrolama yapılabilir (91). Tarama zamanının 1 sn'nin altına indirilmesi için gantri çiziminde (design), gantri motorunda, veri ileti düzeninde (data transmission system-DAS) ve X-ışın tüpünde bazı değişikliklerin yapılması gerekmiştir. Tarama zamanı 1 sn'den 0.5 sn'ye indiğinde gantriye uygulanan merkezkaç kuvvetinde 4 kat artış oluşmaktadır. Gantrinin bu kuvvet artışını karşılamak üzere yeniden biçimlendirilmesi gerekmektedir. Yine tarama zamanı kısaltıkça birim zamanında ölçülen veri miktarı artmaktadır. Bu miktardaki verinin iletimi düşük voltajlı slip-ring yönteminden farklı, daha yüksek hacimli ve hızlı veri iletim sistemlerine ihtiyaç doğurmuştur. Tarama zamanının kısalması tüpe uygulanan merkezkaç kuvvetini arttırdığı gibi tüpün ürettiği X-ışını miktarının artmasını ve dolayısıyla tüpün soğutma yeteneğinin iyileştirilmesini de gerektirmiştir (82).

### **Görüntü Rekonstrüksiyonu**

MDBT cihazlarında konvansiyonel helikal cihazlardan farklı görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılmaktadır. MDBT cihazlarında dedektör iki boyutlu olduğundan tüpten çıkan X-ışını huzmesi de iki boyutludur, yani koni şeklindedir. Konvansiyonel rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması durumunda, koni içinde belli bir açıyla dedektör elemanlarına gelen X ışınları artefaktlara yol açabilir. Bu artefaktların giderilebilmesi için MDBT cihazlarında, konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılan 180 derece lineer interpolasyon algoritması değil, çok noktalı (multipoint) interpolasyon ile görüntüler rekonstrükte edilmektedir (92,93). Bu şekilde konvansiyonel helikal tekniğe göre daha yüksek kalitede görüntü kalitesi elde edilebilmektedir.

Multipoint rekonstrüksiyon algoritmasında verilerin örnekleme oranı optimize edilmiştir. Optimize edilmiş örnekleme adı verilen bu yöntemin amacı longitudinal yönde veri örnekleme miktarını arttırmak, yani daha fazla

ölçüm bilgisi elde etmek ve böylece sinyal/gürültü oranını arttırmaktır (93). Bu nedenle tamamlayıcı verilerin görüntü kalitesine bir katkısı olamamaktadır. Dolayısıyla böyle bir sistemde helikal pitch faktörü 3,5, 4,5 gibi kesirli sayılardan seçilmektedir. Böylece ortaya paradoksal bir sonuç çıkmaktadır. Konvansiyonel yöntemle göre daha fazla ölçüm verisi kullanılmasına olanak veren optimal örnekleme yöntemi sayesinde, MDBT cihazlarında aynı dozun kullanılması durumunda Sinyal / gürültü oranı konvansiyonel BT cihazlarına göre %20 nispetinde artmaktadır.

Görüntü rekonstrüksiyonunda MDBT ile çok noktalı interpolasyon algoritması dışında, Z filtre rekonstrüksiyon algoritması adı verilen bir teknik de kullanılmaktadır. Z filtre rekonstrüksiyonunda uygun Z kernelleri seçilerek, tek bir helikal veri kümesinden farklı kesit kalınlıklarında çok sayıda görüntü serisi oluşturulabilmektedir (92). 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 (92).

#### **2.4.5. Yeniliklerin Görüntü ve Tarama Parametrelerine Etkisi**

##### **a- Tarama Hızında Artış**

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

Çok kesitli BT cihazlarının kullanıma girmesiyle pitch kavramı iki farklı şekilde tanımlanır olmuştur. Pitch 360 derece rotasyon süresince olan masa hareket miktarının tek kesit kalınlığına oranı olarak hesaplanabileceği gibi, 360 derece rotasyon süresince olan masa hareket miktarının toplam ışın

demeti genişliğine (total beam width) oranı şeklinde de hesaplanabilir (96). İkinci yöntemde, örneğin 3 ve 6 gibi pitch değerleri kullanılmaktadır. Bu sistemlerde pitch'in 3 olarak kullanıldığı tarama modları yüksek kalite, pitch'in 6 olarak kullanıldığı tarama modları hızlı olarak tanımlanmaktadır.

Uzaysal çözünürlüğün önemli olduğu klinik durumlarda 3 pitch'in, yüksek hacimlerin kısa zamanda taranmasının gerekli olduğu durumlarda 6 pitch'in kullanılması önerilmektedir. Bazı üreticiler konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılan pitch kavramıyla örtüşmesi amacıyla pitch'i yukarıda belirtilen ikinci formülle, yani rotasyon süresince olan masa hareketini toplam ışın demeti genişliğine bölerek hesaplamakta ve beam pitch olarak adlandırmaktadırlar. Tarama hızının konvansiyonel helikal cihazlara ve sisteme göre 64 kata varan miktarlarda artması daha geniş hacimlerin daha kısa sürelerde taranması olanağını getirmiştir. Buna bağlı avantajlar şöyle sıralanabilir (94);

1. Rutin incelemelerin daha kısa sürelerde (nefes tutma süresinde) bitirilmesi solunum denetimsizliğinden kaynaklanan artefaktları gidermiştir. Örneğin 30 cm genişliğindeki toraks incelemesi konvansiyonel helikal bir cihazda 30 sn sürerken çok kesitli cihazlarda daha ince kesit kalınlıkları ile 5–9 sn arasında tamamlanabilmektedir.
2. Hızlı tarama yeteneği travma hastalarının incelenmesinde vazgeçilmez bir avantajdır. Bu hastalarda çok kısa sürelerde tüm vücut taraması yapılabilir.
3. Aynı şekilde çocuk yaş grubunda ve kooperasyon gösteremeyen hastalarda MDBT çok hızlı bir biçimde incelemenin tamamlanabilmesini sağlamaktadır.
4. MDBT teknolojisinin gelişmesi BT anjiyografi uygulamalarında çığır açmıştır. Pulmoner emboli hastalarında önceleri mümkün olmayan subsegmental düzeydeki embolilerin değerlendirilmesi MDBT cihazlarıyla mümkün olabilecektir. Aort diseksiyonu, aort anevrizması, ekstremiteler arterlerinin aterosklerotik lezyonları, renal arter patolojileri, mezenter iskemisi, pankreas, bilier ağaç, karaciğer ve böbrek neoplazmalarında arteriyel ve venöz tutulumun araştırılması, karaciğer

transplantasyonlarında hepatik arteriyel, portal ve hepatik venöz anatomisinin preoperatif değerlendirilmesi gibi birçok uygulama MDBT cihazlarıyla daha yüksek longitudinal rezolüsyonla yapılabilmekte, longitudinal çözünürlüğün artmasıyla daha kaliteli 3 boyutlu uygulamalar mümkün olmaktadır. Yüksek tarama hızının ince kesit kalınlıklarıyla birleştirilmesi sayesinde Willis poligonu damar yapıları BT anjiyografi ile de değerlendirilebilir hale gelmiştir (96).

5. Çok kesitli BT sistemleri çok fazlı kontrastlı çalışmalara olanak sağlamaktadır. Örneğin karaciğerde üst üste iki kere arteriyel faz taraması yapılabilmektedir. Bu şekilde siroz hastalarında daha çok sayıda erken evre karaciğer kanseri yakalandığını gösteren çalışmalar mevcuttur (95).
6. Tarama hızının artması özellikle BT anjiyografi uygulamalarında kontrast madde dozundan tasarruf edilmesine imkan vermektedir. Örneğin pulmoner arter BT anjiyografide daha önceleri 140 -160 cc arasında değişen doz gereksinimi yeni cihazlarla 100 cc'nin altına indirilmiştir.

#### **b- Kesit Kalınlığında Azalma**

Günümüzde MDBT cihazlarında minimum kesit kalınlığı 0.5-0.62 mm arasında değişmektedir. Daha ince kesit kalınlıkları uzaysal çözünürlüğü arttırmakta ve kısmi hacim etkisini azaltmaktadır.

MDBT sayesinde bu denli ince kesit kalınlıkları ile birçok anatomik bölge taranabilmekte, elde olunan izotropik görüntülerle yüksek kalitede reformat, multiprojeksiyon, volüm reformat ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar yapılabilmektedir.

#### **c- X-ışınından Yararlanma Faktöründe Artış**

X-ışını istifade faktörü konvansiyonel helikal cihazlara göre daha yüksektir. Bunun nedeni yalın olarak şöyle açıklanabilir; MDBT'de X-ışını demetinin longitudinal yöndeki toplam kalınlığı konvansiyonel helikal cihazlara göre daha fazladır.

Böylece konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılmayan, bir anlamda ziyan edilen X ışınları çok kesitli sistemlerde veri eldesi amacıyla kullanılmaktadır. X-ışını istifade faktöründeki bu artış tüp yüklenmesini azaltmakta, helikal taramanın tüp soğuması için bekleme süresi olmaksızın daha uzun süreler devam edebilmesine olanak tanımaktadır (93). X ışını yararlanma faktörünün artması nedeniyle tüp ömrü de belirgin olarak uzamaktadır (93).

#### **d- Gantri Rotasyon Süresinin Kısalması**

Onaltı detektörlü MDBT cihazlarında gantri rotasyon süreleri 0,42 sn kadar inmiştir. Böylelikle 210 msn'ye inen temporal çözünürlük sağlanabilmektedir.

210 msn'lik temporal çözünürlük de kalbin diastolik fazında göreceli olarak hareketsiz görüntülerin alınmasına izin vermektedir.

Bu gelişme, prospektif ve retrospektif elektrokardiyografik tetikleme ile birlikte, koroner arter kalsiyum skorlama ve koroner arter BT anjiyografi gibi kardiyak uygulamaların yapılabilmesine olanak sağlamıştır

Kalp hızı ve ritmi uygun hastalarda da koroner arterlerin özellikle proksimal kesimlerinin BT anjiyografi ile değerlendirilmesi mümkündür (90).

### **2.5. MDBT Koroner Anjiyografi**

MDBT'nin kalp görüntülenmesinde kullanımını ön plana çıkaran bazı özellikleri vardır. Koroner BT anjiyografi, 16 ve daha fazla detektörlü BT cihazları ile artmış temporal ve uzaysal çözünürlüğünden dolayı daha kolay yapılmaktadır.

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

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



### **2.5.1. MDBT Koroner Anjiyografi Endikasyonları ve Kontrendikasyonları**

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

MDBT koroner anjiyografi kesin bir endikasyon olmamasına rağmen günümüzde şu amaçlarla kullanılmaktadır (95);

1. Aterosklerotik plakların tespiti,
2. Koroner arter stenozunun derecelendirilmesi,
3. Koroner arter by-pass greftlerinin kontrolü,
4. Stentlerin patensi kontrolü,
5. Konvansiyonel kateter anjiyografide kesin bir karar verilemediği durumlarda tamamlayıcı tetkik olarak,
6. Koroner arter anatomisini ve varyasyonlarının değerlendirilmesinde,
7. Aorto-ostial lezyonların tespitinde.

Koroner BT anjiyografinin kontrendikasyonları arasında; bilinen kontrast madde alerjisi, böbrek fonksiyon bozukluğu (serum kreatinin>1.5 mg/dl), gebelik, solunum sıkıntısı, genel durum bozukluğu,  $\beta$ -bloker kullanımının kontrendike olduğu durumlar (sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonununun %30'un altında olması, bronşial astım hikâyesi, raynaud sendromu, atrioventriküler iletim bloğu) bulunmaktadır. Ayrıca tahmin edilen tetkik süresi (ortalama 15 sn) kadar nefes tutamayan, aritmisi olan, kalsiyum skorunun 800 ve daha fazla olduğu hastalar ile kalp hızı dakikada 90 atımdan yüksek olan hastalarda da koroner BT anjiyografi yapılması önerilmemektedir.

### **2.5.2. MDBT Anjiyografide Kontrast Madde Kullanımı**

Çok kesitli koroner BT anjiyografide kullanılan kontrast maddenin miktarı, çekim esnasında antekübital venden gönderilen kontrast maddenin zamanlaması, görüntü ve rapor kalitesini yakından ilgilendiren parametrelerdir. Arterin kontrastlanması, damar duvarındaki kalsifiye

lezyonları gizleyecek derecede fazla olmamalı (örn. >350 HU) ve vasküler yapıyı da yeterli düzeyde gösterebilmelidir (96).

Çalışmalarda arter lümeninin değerlendirilmesine ve arter duvarındaki potansiyel lezyonları belirlemeye imkân verecek uygun kontrastlanmanın 40 gram iyodun 1 gram/sn hızda verilmesiyle elde edildiği gösterilmiştir (97).

Onaltı detektörlü BT cihazları ile çekim boyunca homojen vasküler kontrastlanma elde etmek için 20-40 sn içerisinde, dual-head power enjektör kullanarak 18 ya da 20 gauge iğne ile antekübital venden 80–120 ml non-iyonik kontrast madde, 3–5 ml/sn hızda verilmelidir (96).

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 vardır (96).

MDBT koroner anjiyografide sık kullanılan kontrast madde enjeksiyonu zamanlama teknikleri;

- 1-Sabit gecikme tekniği,
- 2-Test bolus tekniği,
- 3-Bolus tracking tekniğidir (98).

İyi bir teknikte sol ventrikül ve koroner arterlerde yüksek kontrastlanma, sağ ventrikül ve pulmoner arterlerde ise düşük dansite sağlanmalıdır (99). Koroner arterlerde yüksek kontrastlanma sağlanırken koroner venler görüntüye girmemelidir.

### **1-Sabit Gecikme Tekniği**

Görüntüleme, kontrast madde enjeksiyonunun sonlandığında serum fizyolojik enjeksiyonu ile eş zamanlı olarak başlar. Bu gecikme yaklaşık olarak 25 saniyedir (99).Uzun boylu hastalarda optimal faz daha geç dönemde yakalanırken, kısa boylu olanlarda bu faz daha erken olur.

Çekime geç başlanacak olursa, koroner venler kontrast madde ile dolacak ve görüntülerde karmaşıklığa neden olacaktır. Bunlar ise yanlışlıkla varyasyon veya arteriyovenöz fistül tanısına götürecektir

Koroner arterlerin distal segmentlerinde ise kontrast madde sirkülasyonunu tamamlayacağı için kontrastlanma yetersiz olacaktır (99).

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.

## **2- Test Bolus Tekniği**

Görüntüleme çıkan aortada sabit bir seviyede iken az miktarda kontrast madde verilerek yapılır. Böylece kontrast dansitesinin artış ve azalış eğrisi ortaya çıkar. Bu test dozu enjeksiyonunun, esas kontrast volümünün davranışını göstereceği farzedilerek eğrideki pik dansite değerinden çekim zamanı anlaşılabilir olarak çekime başlanır (99).

## **3- Bolus Tracking Tekniği**

Çıkan aortaya '*region of interest (ROI)*' yerleştirilir ve görüntüleme, kontrast madde önceden belirlenen eşik Hounsfield ünitesine ulaştığında başlar. Çıkan aortadaki kontrastlanma, koroner arterlere giden kontrastı gösterdiği için bu seviyede ulaşılan kontrastlanma koroner arterlerin optimal kontrastlanmasında major rol oynar (98).

Koroner MDBT incelemelerde şu ana kadar sabit gecikme ve test bolus teknikleri incelenmişti. Cademartiri ve arkadaşlarının test bolus ve bolus tracking tekniklerini karşılaştırdıkları bir çalışmada bolus-tracking grubunda çekim ve kontrast madde arasında daha iyi zamanlama elde edildiği, yine daha homojen ve sabit kontrastlanma ile pulmoner damarlar ve sağ kalpte daha az kontrastlanmanın sağlandığı ifade edilmektedir. Yine bu grupta test bolus grubuna göre kullanılan kontrast madde miktarının %20 daha az olduğu ve koroner arterlerde yüksek kontrastlanmaya yol açtığı belirtilerek görüntüleme gecikme süresinin, bolus tracking grubunda test bolus grubundan 6 saniye daha sonra olduğu rapor edilmiştir (98).

### **2.5.3. Görüntü Postprosesing İşlemleri**

Günümüzde koroner arterlerin değerlendirilmesinde 2 boyutlu ya da 3 boyutlu teknikler kullanılır (100,101). İki boyutlu teknikler olarak aksiyel kaynak görüntüler ve yeniden oluşturulan çok planlı görüntüler kullanılmaktadır. Ayrıca kullanıcı tarafından eğri (*curved*) görüntüler de oluşturulabilir.

### **Aksiyel Kaynak Görüntülerin Rekonstrüksiyonu**

Rekonstrüksiyon penceresi EKG trasesinde R dalgasından itibaren ya bir göreceli (yüzde) ya da bir sabit gecikme zamanı kullanılarak elde edilir. Sabit gecikme zamanı da mutlak ve ters mutlak gecikme diye ikiye ayrılır (99).

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. Biz göreceli gecikme yöntemini kullandık.

Kalbin en hareketsiz dönemi olan diyastolde RCA orta segmentte tek bir kesit için farklı yüzdeler ile rekonstrüksiyonlar yapılır (99). 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.

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

gelen rekonstrüksiyon intervalindeki görüntünün, imaj kalitesi bakımından multipl rekonstrüksiyonların en iyisine yakın olduğu bulunmuştur (102).

Kopp ve arkadaşları RCA'nın en iyi erken diyastolde, R-R intervalinin %40'lık bölümünde, Cx'in döngünün ortasında ve LAD'ın R-R intervalinin %60-70'lık bölümünde görüntülendiğini bildirmişlerdir (103).

### **Multiplanar Rekonstrüksiyonlar**

Multiplanar rekonstrüksiyonlar voksellerin yeniden başka bir planda dizilmesi ile oluşturulur. Yakın "izotropik" doğası nedeniyle (x, y ve z eksenlerinde eşit vokselle boyutları), görüntü verileri, aksiyel kesitlerdekiyle yakın kalitede görüntü niteliğine sahip, isteğe bağlı olarak tekrar düzenlenebilir. Aksiyel planda izlenen bir plağın sagittal ve koronal planlarda da değerlendirilerek natürü ve lokalizasyonu hakkında daha doğru veriler elde edilebilir (104).

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

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

Üç boyutlu görüntüleme tekniklerinden birisi de maksimum intensite projeksiyon (MIP) görüntüleridir. Kontrastlı MDBT koroner anjiyografide koroner anatomisinin görüntülenmesi için, MIP görüntüleri klinik uygulamalarda veri gösteriminde oldukça iyi ve yapılması kolay bir görüntüleme aracıdır (104). Büyük hacimli MDBT 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 (52). Birkaç miyokardiyal lif bile miyokardiyal bridginge neden olduğundan sagittal görüntüler damarın miyokarda doğru çekildiğini gösterebilir.

### Üç Boyutlu Görüntüler

Özellikle radyologlar dışındaki klinisyenler için 2 boyutlu görüntüleri 3 boyutlu anatomi bilgileri şeklinde hayal etmek güçtür. Koroner arterlerin 3 boyutlu gösterilmesinde en sık kullanılan teknik hacim gösterimidir. Özellikle koroner arter varyasyonları söz konusu olduğunda damarın 3 boyutlu seyrini göstermek oldukça yararlıdır.

#### 2.5.4. MDBT ile Koroner Anjiyografide Artefaktlar

Çok kesitli BT koroner anjiyografinin ve yorumunun başarısını etkileyen önemli bir unsur olan artefaktlar Choi ve arkadaşları tarafından dört grupta toplanmışlardır (105).

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

Yeniden oluşturulan 2 görüntü serisi arasındaki bu basamaklanma, ilk serinin elde edilmesinden ikinci serinin elde edilmesine kadar kalbin aynı pozisyonda olmamasına bağlıdır. Bu durumun teyidi için EKG trasesinde kalp döngüsünü gösteren işaretlerin diyastole rastlayıp rastlamadığına bakılır. Erken gelen bir R dalgası rekonstrüksiyonların sistole rastlamasına neden olabilir. Bu durumda artefaktlı kesitlerin belirlenerek buna karşılık gelen EKG trasesinin silinmesi önerilmektedir (99).

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

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

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

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

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

Artmış görüntü gürültüsü olan tetkiklerde, 1,5 mm ile hafifçe daha kalın rekonstrüksiyon algoritması ile gürültüyü azaltabilir. Ancak bu uygulama, uzaysal çözünürlüğü azaltır (99).

## **2.6. Radyasyon Dozu**

Son yıllarda gelişen çok kesitli BT teknolojisi ile kalbin görüntülenmesi ve koroner anjiyografide sürekli yeni açılımlar meydana gelmiştir. Hastanın uzun eksen boyunca çok sayıda dedektör dizini olması, X-ışın kolimasyonunun genişletilebilmesi, masa hızının artırılabilmesi ve gantri hızının düşürülmesi son teknoloji BT cihazlarının önemli avantajlarıdır (106). Böylece rotasyon süresinin azalması, daha geniş bir alanın daha kısa bir sürede taranmasına imkan vermiş ve hareket artefaktlarını minimize etmiştir. Rotasyon süresindeki bu kısaltmalar ve anjiyografi çalışmalarının yaygınlaşması, gerekli X-ışını miktarının artmasına ve bu konuyla ilgili radyasyon doz tartışmalarının alevlenmesine neden olmuştur.

X-ışını fotonları tarafından hasta vücudunda meydana getirilen iyonizasyon, radyasyon maruziyeti olarak tanımlanır. Üretilen fotonların sayısı, tüpün voltajına ve ışınlama süresi boyunca anoda çarpan elektron miktarı yani miliamper değerine bağlıdır. Foton atenuasyonu hastanın vücut hacmine ve kesit kalınlığına bağlı olarak değişir. Bu yüzden kilolu hastalarda, kesit incilmesi yapıldığında görüntü gürültüsünü azaltmak için tüpten çıkan foton sayısı artırılmalıdır. Aksi halde dedektör üzerine düşen foton sayısı azalacak ve görüntü kalitesi bozulacaktır. Bu durum kV ve mAs'ın artması ile sağlanır ki bu da hastanın aldığı dozu artırır (107).

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

Rubin ve arkadaşları tüm vücut anjiografisinde, MDBT ile klasik anjiyografinin karşılaştırıldığı yayınlarında MDBT ile yapılan anjiyografide hastanın 3,9 kat daha az doz aldığını hesaplamışlardır (108). Çalışmalarında radyasyon dozunun, büyük oranda kullanılan teknik ve hastanın vücut yapısına bağlı olduğunu göstermişlerdir.

Radyasyon dozu göz önüne alındığında tüm vücut incelemelerinde MDBT anjiyografi, klasik anjiyografiye oranla daha avantajlıdır (109).

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. Termolüminesan 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 (107).

Ancak çok kesitli koroner BT anjiyografi tetkikinde kateter anjiyografiye oranla belirgin doz artışı izlenmektedir. Kateter anjiyografide ortalama efektif doz  $5,0 \pm 0,5$  miliSievert (mSv)'dir. Anjiyoplastide bu değer  $6,6 \pm 1,0$  mSv ve



anjyoplastiyi takiben yapılan stent implantasyonunda bu doz  $10,2 \pm 1,5$  mSv kadar çıkmaktadır. Hastada olası kanser gelişme riski sırasıyla 0,025%, 0,033%, 0,051% kadar tahmin edilmektedir (110).

Çok kesitli BT ile yapılan koroner anjiyografi çalışmalarında hastanın aldığı efektif doz değerleri, büyük oranda görüntüleme parametrelerine bağlı olarak değişmektedir. Genelde bu parametreler 120–140 kV, 150–225 mA arasındadır. Translüminesans dozimetre kullanılarak, 16 detektörlü BT koroner anjiyografide doz hesaplanması yapılmıştır. Kalp hızının dakikada 60 atım olduğu bir çalışmada kalsiyum yükü ölçümü için ortalama doz erkeklerde 2,9 mSv ve bayanlarda 3,6 mSv'dir. Retrospektif EKG bandı uygulanan koroner anjiyografide hastaların aldığı efektif radyasyon dozu erkeklerde 8,1 mSv, kadınlarda 10,9 mSv olarak hesaplanmıştır (111).

Elektrokardiyografik pulsa duyarlı tüp akım modülasyonu ile radyasyon ekspozuru % 47 oranında azaltılabilir. Böylelikle ortalama doz 4,3 mSv düzeyine çekilebilir. Bu ise kateter anjiyografi sırasında alınan doz seviyesindedir. Prospektif EKG tetiklemeli koroner BT anjiyografide alınan doz ortalama batın ve pelvik BT' de alınan doza yakın olup bu da hastanın doğadan aldığı 1 yıllık doza eşittir (110).

Radyolojik incelemelerdeki tipik efektif dozlar Tablo 4'de listelenmiştir (111).

**Tablo 2.4: Efektif Radyasyon Dozları.**

Tetkik	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
MDBT koroner anjiyografi	4-9
Doğal yıllık radyasyon maruziyeti	2.5-3.6

## **GEREÇ VE YÖNTEM**

### **3.1. Hasta Popülasyonu:**

Bu çalışma Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalında ve Kardiyoloji Anabilim Dalı işbirliği ile prospektif olarak gerçekleştirildi.

Mayıs 2006 ve Temmuz 2008 tarihleri arasında koroner arter hastalığı tanısıyla refere edilen 367 hasta çalışmaya alındı. Bu hastalardan değerlendirmeye alınan 320 tanesinin %62'si erkek (n=200), %38'i kadın (n=120) olup yaş ortalaması 53,12 olarak tespit edildi.

Bu hastalarda aile öyküsü veya göğüs ağrısı, çarpıntı, halsizlik gibi koroner hastalık riski düşündürülen klinik yakınmaya yönelik tanı ya da geçmişte stent veya bypass gibi koroner arterlere yönelik yapılan tedavilerin kontrol ve patensilerinin değerlendirilmesi amacıyla MBDT koroner anjiyografi istendi.

Bu çalışma, Üniversite Tıp Fakültesi Etik Kurulu tarafından 13 Şubat 2008'de 02 sayılı karar ile, Helsinki Deklarasyonu'nda belirtilen maddelere göre değerlendirilerek, ahlaki, vicdani ve tıbbi kurallara uygun olduğu onaylandı. Ayrıca hastalara hasta bilgilendirme formu ile çalışma hakkında bilgi verildi ve hasta rıza formu okutularak onayları alındı.

### **3.2-MDBT Koroner Anjiyografide Hasta Hazırlığı**

İyi bir hasta hazırlığı MBDT koroner anjiyografide en önemli aşama olarak kabul edilmektedir. Çok Kesitli BT koroner anjiyografide sonuçların iyi olması çekim öncesi uygun hasta hazırlığından geçer.

#### **Çekim Öncesi Hazırlıklar**

1. Hastanın MBDT ile koroner anjiyografi çekimi öncesi 8 saatlik aç olması sağlandı (Kontrast allerjisine bağlı gelişebilecek kusma esnasında aspirasyonu önlemek için).
2. Hasta çekim birimine geldiğinde o anki kalp atım hızı ve tansiyonu ölçülerek işlemin başlangıcına kadar gerekli sedasyon ve medikasyon planlandı.

3. Çekimden önce mesane boşaltıldı. Mesanenin boşaltılması, hasta ile olan kooperasyonu artıracığı gibi dolu mesanenin vereceği rahatsızlığın neden olabileceği kalp hızının yüksek olmasını da önlemektedir.
4. Hastanın damar yolu, çekim odasına alınmadan önce antekübital venden 18–20 gauge branül ile kanüle edildi. Damar yolunun çekim masasında kanüle edilmesi, hastada muhtemel strese ve nabzın artmasına neden olabilir.
5. EKG elektrotlarının yerleştirileceği cilt gerektiğinde erkek hastalarda traşlanıp alkol ile temizlendi. Elektrotlar yeterince yapışmadıklarında EKG trasesinde yer yer sapmalara ve artefaktlara neden olabilmektedir.
6. Elektrotları, kas artefaktlarını önlemek için kemik çıkıntılar üzerine yerleştirmeye özen gösterildi.

### **Çekim Masasındaki Hazırlıklar**

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

1. Bir doktorun onunla devamlı irtibat halinde olacağı söylendi.
2. Kontrast madde enjeksiyonu nedeniyle uygulanan kol tarafından başlayıp vücuduna yayılan bir sıcaklık hissini olabileceği ve endişelenmemesi gerektiği ifade edildi. Söylenmediği takdirde hastalarda, çekim sırasında ani bir panik, nabızda yükselme, aritmi ve hatta masadan kalkmaya teşebbüs gibi istenmeyen olaylar meydana gelebilir.
3. Çekim tekniği ve elde edilebilecek klinik bilgilerin önemi hakkında kısa ve anlaşılır bir açıklama yapıldı.
4. Çekim boyunca hareketsiz kalmanın tetkik kalitesini artıracığının önemi vurgulandı

Çekim öncesinde, hastalara yaklaşık 15 saniye nefes tutabilecek seviyeye gelinceye kadar nefes tutma egzersizleri yaptırıldı. Bu zaman dilimi karinanın 1 cm altından başlayıp kalbin tabanına kadar olan mesafedeki kesitlerin elde edilmesi için geçen süredir. Bypass değerlendirilmesi amacıyla

tetkik yapılan hastalarda tarama alanı süperiorda klavikulalar seviyesinden başlatılacağından tetkik süresi 20-25 saniyeye uzayacağından özellikle bu hastalarda işlem öncesi yapılan nefes egzersizlerinin süresi uzun tutuldu.

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

En az kardiyak hareket, ventriküllerin pasif olarak dolduğu diyastol esnasında olmaktadır. Diyastol süresi ise kalp hızına ve sistolde harcanan süreye bağlıdır. Kalp hızı dakikada 70 atımın altında olduğunda diyastolde geçen süre daha uzun olur . Kalp hızı arttıkça sistol süresi uzar ve diyastol sonu interval kısalır. Bu durum, MDBT' nin yüksek temporal çözünürlüğü varlığında bile, kalp hızını en uygun hale getirmeyi gerektirmektedir. Görüntülemeye geçilmeden önce hastanın kalp hızı belirlenmelidir. Nefes tutma esnasında oluşan valsava manevrası genelde nabızı 5-10 atım düşürebilir. Ancak gözlemlerimizde hastaların bir bölümünde (yaklaşık ¼ ünde) nefes tutulduğunda refleks olarak kalp atışında hızlanma olduğu akılda tutulmalıdır.

Hastalara merkezimize geldiklerinde nabız ve tansiyon kontrolü yapıldı. İşlem hakkında bilgilendirilen hastaların bilgilendirildiklerine ve işlemi kabul ettiklerine dair yazılı onayları alındı. Beta-bloker kontraendikasyonu olmayan (bradikardi, astım gibi) tüm hastalara tetkikten ortalama 1 saat önce 50 mg oral beta bloker (Beloc ® : metaprolol tartarat). uygulandı. Beta bloker uygulamasının kalp hızını düşürmesinin yanında tetkik boyunca kalp hızındaki değişkenliği azaltarak tetkik kalitesine katkıda bulunması nedeniyle kontraendikasyon bulunmadığı sürece tüm hastalara verildi.

Verilen ilk doz beta blokere rağmen kalp hızı istenen düzeylere gelmeyen hastalara 25 veya 50 mg ikinci doz oral beta bloker veya BT masasına yattığı anda çekimden hemen önce 5 mg iv kısa etkili beta bloker (Beloc ® 5mg/5ml metaprolol tartarat) uygulandı. İşlem öncesinde yapılan EKG değerlendirilmesinde beta-bloker uygulamasına rağmen düzelmeyen sinüs ritmi dışında ritm gösteren ve taşikardisi engellenemeyen hastalarda kontrast madde verilerek BT anjiyografi işlemi yapılmadı.

Stent veya bypass kontrolü dışında tetkik istenen tüm hastalara işlem öncesinde kalsiyum skorlama işlemi yapıldı. İş istasyonunda yapılan değerlendirmede dansitesi 130 Hu üzeri ve 2mm<sup>2</sup> den geniş alanlar koroner kalsifikasyon olarak kabul edilerek işaretlendi ve her hasta için Agatston skoru ölçüldü. Bu hastalardan 7 tanesinde işlem öncesinde yapılan kalsiyum skorlamada her üç damarda da var olan, darlık yönünden değerlendirmeye izin vermeyecek düzeylerde, toplamda 800 ve üzeri Agatston skoru ölçüldüğünden kontrastlı tetkike geçilmemiş ve bu aşamada tetkike son verilmiştir.

Çekim öncesi yapılan tüm hazırlıklardan sonra çekime geçilmeden hemen önce çekim masasındaki son aşamada koroner arterleri genişletmek amacıyla 5-10 mg izosorbit dinitrat (Isordil ®) verilebilir. Biz 46 hastada çekimden hemen önce bu ilacı dilaltından uyguladık. Nitratların, bazen refleks taşikardiye yol açarak nabzı artırabileceği unutulmamalıdır. Ayrıca nitrat türevi ilaçları geçici baş ağrısı yapabileceği konusunda hastalar bilgilendirmelidir. Bu ilaçların son 24 saat içinde sildenafil içeren ilaç (viagra®) alımı durumunda ciddi hipotansiyon gibi yan etkilere yol açması sebebiyle uygulama öncesi bu kullanım da sorgulanmalıdır (112,113). Çalışmamızda hiçbir hastada dilaltı nitrat uygulamasına bağlı refleks taşikardi izlenmedi. Bazı hastalarda kısa süreli geçici baş ağrısı şikayeti oldu.

Çalışmaya alınan hastalardan 50 sinde BT anjiyografi işleminden 2 ay önce ya da sonraki dönemde yapılan konvansiyonel koroner anjiyografi sonuçları ile BT anjiyografi bulguları karşılaştırıldı.

### **3.3. BT Görüntüleme:**

BT anjiyografi tetkiki merkezimizde bulunan Toshiba Aquillion (model TSX-101A) 64 detektörlü BT cihazında yapıldı.

Tarama alanının belirlenmesi amacıyla topogram görüntü alınmasını takiben, "*bolus tracking*" programı için aort kökü düzeyi esas alınarak, topogram üzerinden tek kesitlik bir görüntü alındı. Aort lümeni manuel olarak işaretlenerek, taramanın başlatılması için öngörülen eşik kontrastlanma düzeyi ayarlandı. Bu düzey ortalama 190-210 arası tespit edilmiş olup inen

aortada kontrast madde verilmesinden önce alınan görüntüde ölçülen baz değerinin yaklaşık 150 üzeri olarak tespit edildi.

Trakeal bifurkasyon (karina) düzeyi ile kalbin diafragmatik yüzü arasındaki alan tarama alanı olarak belirlendi. Bypass değerlendirilmesi istenen hastalarda tarama alanı için LIMA çıkışının da değerlendirilmesine izin verecek şekilde üst sınır olarak klavikula düzeyi seçildi.

Kontrast madde verilmesinden önce 25 cc NaCl 4.2 ml/sn hızla verilerek damar yolu açıklığı kontrol edildi. Senkronize EKG kaydı yapılarak ortalama 80 cc miktarında, bir mililitrede 400 mg iyot içeren non-iyonik kontrast madde (Iomeron®, Bracco, İtalya) otomatik enjektör sistemi kullanılarak 4.2 ml/sn hızıyla verildi. "Bolus tracking" tekniği ile aort lümeninin işaretlenmiş olduğu tek kesitten yinelenen görüntüler alınırken, öngörülen eşik kontrastlanma düzeyine erişildiğinde, tarama cihaz tarafından otomatik olarak devreye giren bir programla (Sure Start ®) başlatıldı ve tek bir nefes tutma zamanı içerisinde tamamlandı. Kontrastı takiben 40 ml NaCl 4.2 ml/sn hızla otomatik enjektör ile verilerek çekim yapıldı.

Kontrast maddenin hemen ardından verilen serum fizyolojik sayesinde sağ ana koroner arter kontrast madde ile dolu iken, sağ ventrikül faza bağlı olarak serum fizyolojik ile dolun göstermektedir. Sola oranla daha ince duvara sahip olan sağ ventrikülün yoğun kontrast madde ile dolması, sağ ana koroner arterde artefaktlara neden olabilir. Bu gibi istemeyen durumlarla karşılaşmamak için kontrast madde enjeksiyonunun hemen ardından otomatik enjektörle serum fizyolojik infüzyonu verip kontrast maddenin sadece sol kalpte yoğunlaşarak sağ atrium ve ventrikülün serum fizyolojik ile dolun gösterdiği ana kadar geçen bekleme süresinden sonra veri toplama işlemine geçildi. Bu şekilde aynı zamanda superior vena cava ve sağ atriumdaki dens kontrast madde nedeniyle oluşan streak artefaktlarının oluşumu da önlenmiş oldu. Verilecek olan kontrast madde miktarı hesaplanırken  $(t+(t/2))*5$  formülü kullanıldı. (t=işlem süresi). Bu formüle göre çekim süresi, FOV alanı daha geniş tutulan bypass hastalarında daha fazla kontrast madde verilmiştir. (örn. Çekim süresi 16 saniye süren bir hastada  $(16+8)*5 = 120$  cc kontrast madde uygulandı.).

**Tablo 3.1: MDBT görüntüleme parametreleri.**

<b>Spiral Tarama</b>	Retrospective ECG gating
<b>Kolimasyon</b>	64x0.5 mm
<b>Kesit kalınlığı</b>	0.5 mm
<b>Rekonstrüksiyon intervali</b>	0.3 mm
<b>Tüp voltajı ve Akım</b>	120 kv, 350–400 mA (Efektif mAs = 800)
<b>Pitch değerleri</b>	PF : 0.2 HP : 12,8*
<b>Gantri rotasyon zamanı</b>	400 ms
<b>Gantri açısı</b>	0 derece
<b>Masa hızı</b>	6,4 mm / rotasyon
<b>Tarama yönü</b>	Kaudokranyal (bypass = kranyokaudal)
<b>Tarama alanı</b>	8-12 cm
<b>Tarama süresi</b>	10-12 sn
<b>Rekonstrüksiyon kernel</b>	BF30 medium smooth

\* PF : Pitch faktör = Masa hareketi / Kolimasyon

HP: Helical Pitch = Masa hareketi / Kesit kalınlığı

### 3.4.Görüntülerin Değerlendirilmesi:

BT görüntüleri iki radyolog tarafından varsa hastanın yapılan konvansiyonel anjiyografi bulguları bilinmeden değerlendirildi. Koroner arterde bulunan kalsifiye plaklara ait kalsiyum skorlaması, koroner arter segmentlerindeki plak morfolojisi ve yol açtıkları stenoz yüzdesi ayrı bir iş istasyonunda koroner anjiyografi değerlendirme amacıyla geliştirilmiş özel bir yazılım (Vitrea ®) kullanılarak aksiyel plandaki kaynak görüntülerin yanı sıra 3D volüm rendering görüntüler ve MPR imajlar incelendi.

Bu incelemede özellikle aksiyel kesitler en fazla bilgiyi veren görüntülerdi. KKA da sadece düzensizlik şeklinde izlenen kalsifiye ve yumuşak plakların MDBT ile yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilmekte ve plakta dansite ölçümü yapılarak plağın karakterizasyonu ve rüptür eğilimi hakkında fikir sahibi olunabilmekte idi. Özellikle *curved*-MPR görüntüler ile damarların tüm seyirlerini tek düzlemde farklı açılarla değerlendirebildik. Darlık gösteren damarlarda darlık oranları stenotik damar segmentinin nonstenotik damar segmentine oranlanmasıyla hesaplandı.

Olguları tümünde ana koroner arterlerin optimal görüntülenebildiği ve kardiyak siklusun en az hareketli olduğu fazlardan rekonstrüksiyonlar yapıldı. Gerekli görülen durumlarda her damar için o damarın en az hareketli olduğu artefaktan maksimum arındırılmış faza yönelik ayrı ayrı rekonstrüksiyonlar yapılarak RCA, LM, LAD ve LCX arterlerin görüntülenebilen ve artefaktan bağımsız izlenebilen kesimleri değerlendirildi. KKA ile karşılaştırma yapılabilmesi için koroner damarlar 10 segment olarak incelendi (Tablo 3.2).

**Tablo 3.2: MDBT ile Değerlendirilen Segmentler**

Damar	Segment
RCA	Proksimal(1), Orta(2), Distal(3)
LM	(4)
LAD	Proksimal(5),Orta(6),Distal(7)
Cx	Proksimal(8),Orta(9),Distal(10)
Toplam	10

İş istasyonundaki bu amaçla geliştirilmiş ayrı bir program ile veriler üzerinde fonksiyonel analiz de yapılarak her hastanın kardiyak output, end sistolik ve end diyastolik ve strok volüm, myokard ağırlık ve hacmi gibi veriler hesaplandı. Ayrıca diyastol sonunda sol ventrikül duvar ve interventriküler septum kalınlıkları ile sol ventrikül çapı ölçülerek raporlandı. BT anjiyografi işlemine yakın tarihte (işlemden önce ve sonraki 2 aylık süreçte) konvansiyonel anjiyografi yapılan hastalarda koroner sisteme ait damarlarda var olan darlıklara 0-4 arası puanlama verilerek skortlama işlemi uygulandı (Tablo 3.3) ve bulgular altın standart yöntem olarak kabul edilen konvansiyonel koroner anjiyografi bulguları ile karşılaştırıldı.

**Tablo 3.3. : Skortlama Sistemi**

DARLIK DÜZEYİ	KARŞILIK GELEN SKOR
Darlık değerlendirilemiyor	0
Darlık yok	1
< %50 (hafif darlık)	2
% 50-80 (orta düzey darlık)	3
> %80 (ileri düzey darlık)	4



### 3.5. İstatistiksel Analiz

İstatistiki analiz, KKA sonuçları referans alınarak yapılmıştır. Orta düzey (%50) ve üzeri darlıklar istatistiki olarak değerlendirmeye alınmıştır. MDBT'nin tanısal etkinliğini belirlemek amacıyla duyarlılık, özgüllük, pozitif prediktif değer, negatif prediktif değer ve tanısal doğruluk (*accuracy*) değerleri aşağıdaki formüllere göre her segment için hesaplandı.

- Gerçek Pozitif: MDBT ve KKA birlikte darlık olduğunun görülmesi
- Yanlış Pozitif: MDBT'de darlık olup KKA da normal izlenmesi
- Gerçek Negatif: MDBT ve KKA ile damarın normal olarak değerlendirilmesi
- Yanlış Negatif: MDBT'de normal görülen damarın KKA'da daralmış olması
- Duyarlılık = gerçek pozitif/(gerçek pozitif + yanlış negatif)
- Özgüllük = gerçek negatif/(gerçek negatif + yanlış pozitif)
- Pozitif prediktif değer (PPD) = gerçek pozitif/(gerçek pozitif+yanlış pozitif)
- Negatif prediktif değer (NPD)=gerçek negatif/(gerçek neg.+yanlış negatif)
- Tanısal Doğruluk= (gerçek pozitif+gerçek negatif)/toplam segment sayısı.

Diğer istatistiksel değerlendirmelerin hesaplanmasında "SPSS 15.0 for Windows®" programı kullanıldı. İşlem öncesinde uygulanan isordil ve kalp hızının değerlendirilemeyen segment miktarı üzerindeki etkilerini ve kalsiyum skoru ile darlık miktarının ilişkisinin araştırılması için Yates ve Pearson ki-kare testi ile Fisher Exact testleri ve iki tetkik arası uyumu araştırmak için Kappa testi kullanılmıştır.  $P > 0,05$  istatistiki olarak anlamsız,  $p < 0,05$  ise anlamlı olarak değerlendirilmiştir.

#### Kappa testinde ;

- $\kappa$  değeri 0,20 – 0.40 : Zayıf uyum
- $\kappa$  değeri 0,40 – 0.60 : Orta düzeyli uyum
- $\kappa$  değeri 0,60 – 0.80 : Çok iyi uyum
- $\kappa$  değeri 0,80 – 1 : Mükemmel uyum olarak kabul edildi.

Koroner arter kalsiyum skoru ile darlık düzeyleri arasındaki ilişkiyi değerlendirmek için ise Spearman korelasyon analizi kullanılmıştır.

## BULGULAR

Çalışma süresince kliniğimize BT koroner anjiyografi tetkiki için başvuran toplam 367 hastanın karakteristikleri Tablo 4.1 de özetlenmiştir.

**Tablo 4.1. Hasta Karakteristikleri**

<b>Toplam hasta sayısı</b>	367
<b>Değerlendirilmeye alınan hasta sayısı</b>	320 (%87,2)
<b>Değerlendirme dışı hasta sayısı</b>	47 (%12,8)
<b>Değerlendirilen erkek hasta sayısı</b>	200 (%62,5)
<b>Değerlendirilen kadın hasta sayısı</b>	120 (%37,5)
<b>Erkek hastaların yaşları</b>	52.88 ± 12,6 (20-79)
<b>Kadın hastaların yaşları</b>	53,54 ± 12,7 (18-78)
<b>Bypass ya da stent kontrolü için gelenler</b>	79 (8 hastada hem bypass hem stent)
<b>Bypass değerlendirilmesi istenenler</b>	39 (%12,2)
<b>Stent değerlendirilmesi istenenler</b>	48 (%15)

Renal yetmezlik; (kreatinin > 1.5 mg/dl), hipertiroidi kliniği, bilinen kontrast madde alerjisi; gebelik ve ileri derecede kalp yetmezliği bulunan hastalar çalışmaya dahil edilmedi. Tetkik çalışılan 367 hastadan 47 tanesi (%12,8) değerlendirme dışı bırakıldı. Değerlendirme dışı bırakılan hastalardaki sorumlu tutulan ana sebepler Tablo-4.2 de özetlendi

**Tablo 4.2. Değerlendirme Dışı Bırakılan Hastalar**

<b>Değerlendirme dışı hasta sayısı</b>	47
<b>Yüksek kalsiyum skoru</b>	7 (%14,89)
<b>Nefes tutamamaya bağlı artefaktlar</b>	24 (%51,06)
<b>Taşikardiye bağlı hareket artefaktları</b>	9 (%19,14)
<b>Aritmi nedeniyle oluşan artefaktlar</b>	7 (%14,89)

Gerekli koşulları sağlayan ve kontrastlı BT anjiyografi işlemi yapılan 320 hastada hiçbir major komplikasyon gelişmedi. Sadece birkaç hastada işlem öncesi uygulanan nitratlara bağlı baş ağrısı ve işlem bittikten sonra verilen kontrast maddeye bağlı geçici hafif bulantı not edildi.

Hastaların çekim odasına alındıktan sonra işlemin tamamlanması arasındaki süre yaklaşık ortalama 15 dakika olup kalp ritminin stabilizasyonu ve sakinleşmeye bağlı düşmesi için beklenen bazı hastalarda bu süre 30 dakikaya kadar uzamıştır. Her bir hastanın işlemde sonra rekonstrüksiyon, çalışma istasyonunda görüntülerinin hazırlanması ve değerlendirilme süreci 15 dakika ile 1 saat arası süre almaktadır. Özellikle bypass hastalarında gerek rekonstrüksiyon ve görüntü hazırlama gerekse yorumlama safhaları rutin çekilen hastalardan daha uzun sürmektedir.

Değerlendirmeye alınan 320 hastada her bir damar segmenti için darlık dağılımları Tablo 4.3 de özetlenmiştir

**Tablo 4.3. Koroner damarlarda darlık dağılımları**

Darlık	RCA			LM	LAD			Cx		
	Prok	Orta	Dist		Prok	Orta	Dist	Prok	Orta	Dist
Ø *	15	40	57	1	10	18	16	12	31	72
Normal	182	181	165	277	171	146	208	209	194	177
Hafif (<%50)	78	58	69	36	83	91	62	68	60	52
Orta (%50-80)	26	28	18	3	33	40	25	18	18	11
İleri (>%80)	19	13	11	3	23	25	9	13	17	8
Toplam	305	280	263	319	310	302	304	308	289	248
%	95,3	87,5	82,1	99,6	96,8	94,3	95,0	96,2	90,3	77,5

\* Ø = Değerlendirme yapılamayan segment sayısı

320 hastada toplam 3200 segmentte değerlendirilemeyen toplam segment sayısı RCA da 112, LM de 1, LAD de 44, Cx de 115 segmentte olmak üzere toplam 272 olarak bulundu (%8.5). Bu dağılıma göre, en çok değerlendirilemeyen segment Cx arter distalinde izlenmekte olup 320 hastadan 72 sinde Cx distali değerlendirilemedi (%22,5). RCA ve Cx arterlerde en çok değerlendirilemeyen segment distal segmentler LAD de ise damar orta kesiminde değerlendirilemeyen segment sayısı distalden daha fazla olarak bulundu.

MDBT anjiyografide koroner damarların değerlendirilmesini güçleştiren en önemli sorunlardan bir tanesi hasta kalp atım sayısının yüksek olmasıdır. İşlem öncesi beta bloker uygulanmasına rağmen kalp hızı her hastada istenen düzeylerin altına düşürülemediği görülmüştür.

Çekim anında değerlendirmeye alınan 320 hastadan 168'inde (%52,50) kalp atım hızı dakikada 65 ve üzeri tespit edilmiştir. Tüm hastalarda tetkik esnasında ölçülen ortalama kalp atım hızı  $66.2 \pm 12.6$  olarak ölçülmüştür.

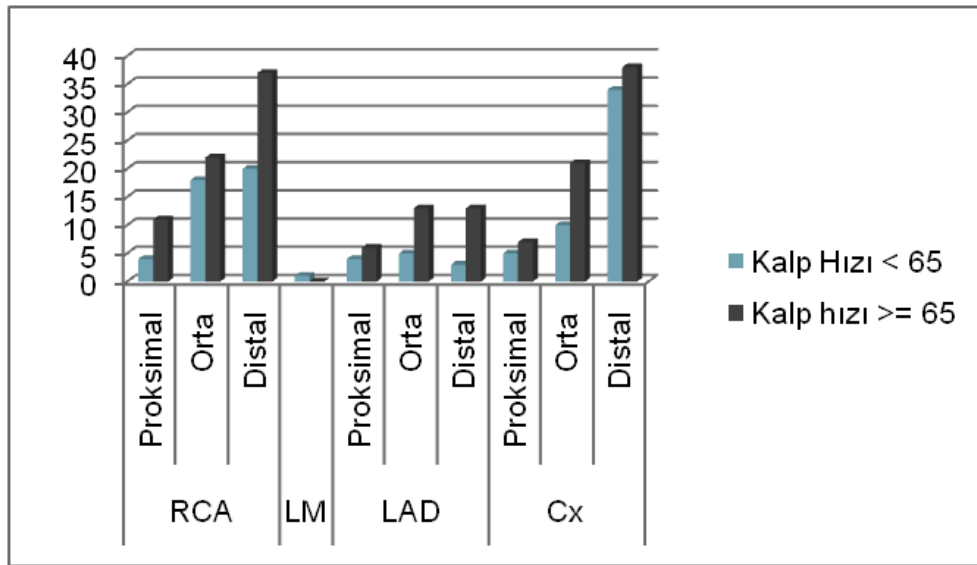
Kalp hızı 65 üzeri olan hastalarda RCA, LAD ve Cx arterlerde tüm segmentlerde değerlendirilemeyen segment sayısı 65 altı olanlara göre artmıştır.

Kalp hızı 65 ve üzeri hastalarda sadece RCA ve LAD distal segmentlerinde değerlendirilemeyen segment sayılarına göre artış yönünde farklılık bulunmuştur ( $p=0.038$ ,  $p=0.035$ ). (Tablo 4.4) Kalp atım hızı artışı ile değerlendirilemeyen segment sayısı arasındaki ilişki Şekil 4.1 de özetlenmiştir.

**Tablo 4.4.** Kalp Atım Hızının Değerlendirmeye Etkisi

		KH <65		KH ≥ 65		Tp D(-)	%	Tp D(+)	%	p
		D(-)	D(+)	D(-)	D(+)					
RCA	Proks.	4	148	11	157	15	4,7	305	95,3	0,164
	Orta	18	134	22	146	40	12,5	280	87,5	0,866
	Distal	20	132	37	131	57	17,8	263	82,2	0,038
LM		1	151	0	168	1	0,3	319	99,7	0,475
LAD	Proks	4	148	6	162	10	3,1	310	96,9	0,753
	Orta	5	147	13	155	18	5,6	302	94,4	0,138
	Distal	3	149	13	155	16	5,0	304	95,0	0,035
LCx	Proks.	5	147	7	161	12	3,8	308	96,3	0,906
	Orta	10	142	21	147	31	9,7	289	90,3	0,110
	Distal	34	118	38	130	72	22,5	248	77,5	0,957

KH : Kalp Hızı D(+) : Değerlendirilebilen D(-) : Değerlendirilemeyen segment



**Şekil 4.1.** Kalp Atım Hızının Değerlendirilemeyen Segment Sayısına Etkisi

Tablo 4.2 de özetlenen değerlendirilememe sebepleri genelde hastanın nefesini yeterli tutamaması, taşikardi ya da aritmiyle açıklanmaktadır. Ayrıca sağ sistemde sağ atrium ve ventriküldeki kontrasta bağlı artefaktlar solda ise eşlik eden venöz yapılar da değerlendirmeyi zorlaştıran sebeplerdendir. Damar çapları distale gittikçe azaldığından değerlendirmeyi negatif yönde etkileyen bu sebepler distal ve daha ince kalibrasyondaki damarlarda kendini daha fazla gösterdiğinden koroner damarların BT anjiyografi işleminden önce sublingual nitrat içeren ilaçlar verilerek genişletilmesi öngörülmektedir. Decreamer ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada sublingual nitrogliserinin koroner damarları dilate ederek 64 kesitli BT anjiyografide ince ve uç dalların imaj kalitesini düşürmeden ve yan etkiyi arttırmadan visualize edilmesini kolaylaştırdığı gösterilmiştir (113).

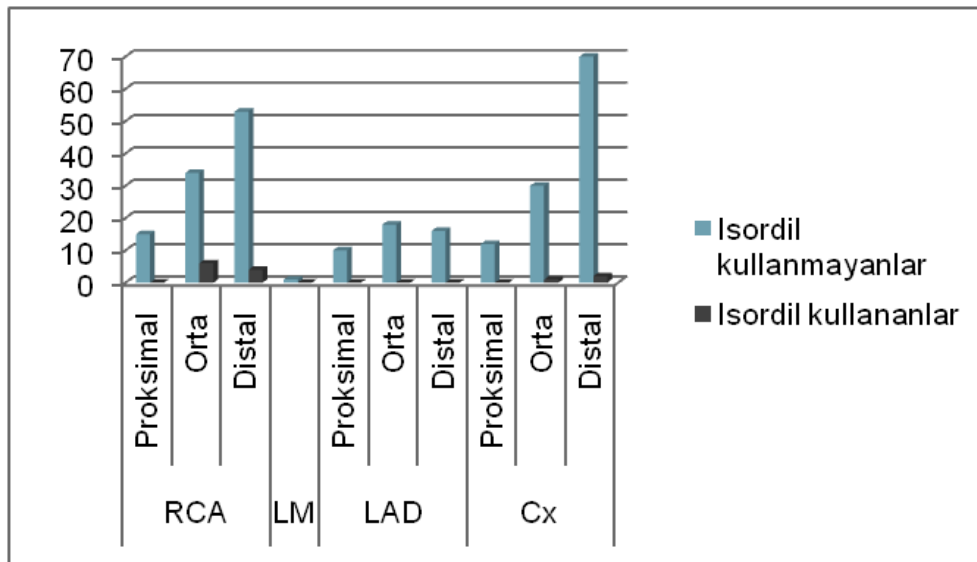
320 hastadan 43'ünde BT anjiyografi öncesinde sublingual nitrat uyguladık. Sublingual nitrat uygulanan ve uygulanmayan hastalarda değerlendirilemeyen segment dağılımı Tablo 4.5 de özetlendi. Bu dağılıma göre RCA orta kesimi hariç tüm segmentlerde nitrat kullanan hastalarda kullanmayanlara göre değerlendirilemeyen segment oranında düşme izlenmektedir. Sublingual nitrat verilen hastalarda RCA proksimal, LM, LAD tüm segmentler ve Cx proksimalinde değerlendirilemeyen hiçbir segment

olmadı. Sayısal olarak bu azalmaya rağmen istatistiki olarak nitrat verilen hastalarda sadece Cx distal segmenti arasında değerlendirilemeyen segment sayılarına göre azalma yönünde farklılık bulunmuştur ( $p=0.005$ ) (Tablo 4.5). Sublingual nitrat kullanımının değerlendirilebilen segment sayısı üzerine etkisi Şekil 4.2. de özetlenmiştir.

**Tablo 4.5. Sublingual nitrat kullanımının değerlendirmeye etkisi**

		Nitrat (-)		Nitrat (+)		Tp D(-)	%	Tp D(+)	%	p
		D(-)	D(+)	D(-)	D(+)					
RCA	Proks.	15	262	0	43	15	4,7	305	95,3	0,236
	Orta	34	243	6	37	40	12,5	280	87,5	0,951
	Distal	53	224	4	39	57	17,8	263	82,2	0,176
LM		1	276	0	43	1	0,3	319	99,7	1,000
LAD	Proks.	10	267	0	43	10	3,1	310	96,9	0,369
	Orta	18	259	0	43	18	5,6	302	94,4	0,146
	Distal	16	261	0	43	16	5,0	304	95,0	0,142
LCx	Proks.	12	265	0	43	12	3,8	308	96,3	0,380
	Orta	30	247	1	42	31	9,7	289	90,3	0,097
	Distal	70	207	2	41	72	22,5	248	77,5	0,005

D(+) : Değerlendirilebilen segment D(-) : Değerlendirilemeyen segment



**Şekil 4.2. Sublingual nitratın değerlendirilemeyen segment sayısına etkisi**

Değerlendirilen 320 hastadan 13'ünde (%4.06). koroner arter anomalisi tespit edilmiş olup literatürde bildirilen %0.3-1.6 arası sıklığın üzerindedir. (30).

Hastalarda tespit ettiğimiz koroner arter anomalileri Tablo 4.6 da özetlenmiştir.

Ayrıca bizim çalışmamızda 320 hastadan 26'sında (%8.12) izlenen myokardiyal köprüleşme sıklığı literatürde %0.5-2.5 arası olarak belirtilmiş olup yine beklenen düzeylerden yüksektir. (53).

**Tablo 4.6. Tespit Edilen Koroner Arter Anomalileri**

Anomali tipi	Adet	Yüzde
Koroner AV fistül	1	0,33
RCA sol aortik sinüs çıkışı	4	1,25
LM yokluğu. LAD ve LCx ayrı ostium çıkışlı	2	0,62
LM arterin posterior sinüsten çıkışı	2	0,62
Dextrocardi sebebiyle yer değiştirmiş koronerler	1	0,33
Cx arterin LAD den çıkışı	1	0,33
Çift RCA	1	0,33
Tek aortik sinüsten çıkan LM + Direkt aort çıkışlı RCA	1	0,33
<b>TOPLAM</b>	<b>13</b>	<b>4,06</b>

İşlem öncesinde 320 hastadan 255'inde kalsiyum skorlama işlemi yapılmıştır. Geçmişteki stent ve/veya bypass tedavisi geçirmiş olan hastalarda metalik klipsler ve stentin kalsiyum skoru üzerinde yanıtıcı sonuçları olması sebebiyle bu hastalarda kalsiyum skorlama işlemi yapılmamıştır.

Kalsiyum skoru ölçülen 255 hastada ölçülen Agatston skoru ile yapılan koroner anjiyografide tespit edilen darlık düzeyleri Spearman korelasyon analizi ile değerlendirildiğinde Cx distal kesimi için kalsiyum skoruyla darlık düzeyi arası ilişki bulunamamıştır (p=0.498).

Diğer tüm segmentlerde kalsiyum skoru ile damardaki darlık oranı arasında artış yönünde ilişki bulunmuştur. (p<0.001, p=0.001).(Tablo 4.7)

**Tablo 4.7.** Kalsiyum Skoru – Darlık Düzeyi İlişkisi

		r	p
RCA	Proksimal	0,417	0,000
	Orta	0,200	0,001
	Distal	0,225	0,000
LM		0,368	0,000
LAD	Proksimal	0,569	0,000
	Orta	0,485	0,000
	Distal	0,406	0,000
LCx	Proksimal	0,419	0,000
	Orta	0,336	0,000
	Distal	0,430	0,498

r = Spearman'ın Korelasyon katsayısı

Çalışmaya dahil olan hastalardan 50'sine BT anjiyografi tetkikinin yanı sıra konvansiyonel kateter anjiyografi tetkiki de uygulandı. Her iki tetkikin de yapıldığı hastaların dağılımı tablo 4.5 de özetlenmiştir. Hastalardan 22 tanesinde BT anjiyografi işleminden önce kateter anjiyografi yapılmış ve bu tetkikin klinisyen tarafından yetersiz kalması / doğrulanması amacıyla bizden BT anjiyografi tetkiki ile değerlendirilmesi istenmiştir. 28 hastada ise hastalara önce BT anjiyografi yapılmış, ardından konvansiyonel yöntemle tekrar değerlendirilmiştir.

**Tablo 4.8.** Kateter ve Bt Anjiyografi Yapılan Hastalar

Toplam hasta sayısı	50
Kateter anjiyografisi BT den önce yapılanlar	22 (%44)
Kateter anjiyografisi BT den sonra yapılanlar	28 (%56)
BT ile kateter anjiyografi arası geçen süre (ortalama)	8.88 ± 43.05 gün

Hem BT anjiyografi hem kateter anjiyografi yapılan hastalardan 19 unda geçirdikleri bypass ya da Stent tedavisinin kontrolü amacıyla BT anjiyografi çalışılmıştır. (4 hastada her iki tedavi olmak üzere 13 bypass 10



stent.). Diğer 31 hastada ise altta yatan kardiyak kökenli patoloji düşünüldüğünden klinisyen tarafından her iki tetkike de gerek duyulmuştur.

Hem BT hem kateter anjiyografi yapılan hastalarda bulunan sonuçlar Tablo 4.9 da özetlenmiştir. 2 tetkikin karşılaştırılmasında %50 üzeri darlıklar baz alınmış olup her iki tetkikte de hafif düzeyli darlıklar değerlendirme dışında tutulmuştur.

**Tablo 4.9. BT Ve Kateter Anjiyografi Karşılaştırması.**

Darlık	RCA		LM		LAD		LCx		TOPLAM	
	Yok	Var	Yok	Var	Yok	Var	Yok	Var	Yok	Var
<b>BT</b>	29	21	46	4	19	31	30	20	124	76
<b>Kateter</b>	32	18	47	3	19	31	29	21	127	73
<b>Gerçek (+)</b>	17		2		30		19		68	
<b>Gerçek (-)</b>	28		45		18		28		119	
<b>Yanlış (+)</b>	4		2		1		1		8	
<b>Yanlış (-)</b>	1		1		1		2		5	
<b>TOPLAM</b>	50		50		50		50		200	
<b>Duyarlılık</b>	%94		%67		%97		%90		%93	
<b>Özgüllük</b>	%88		%96		%95		%97		%94	
<b>PPD</b>	%81		%50		%97		%95		%89	
<b>NPD</b>	%97		%98		%95		%93		%96	
<b>Doğruluk</b>	%90		%94		%96		%94		%94	

PPD : Pozitif prediktif değer

NPD : Negatif prediktif değer

Tüm damarlar birlikte değerlendirildiğinde kappa analiziyle iki tetkik arasındaki uyumluluk anlamlıdır ( $p < 0.001$ ). RCA da çok iyi, LM da orta LAD ve Cx de mükemmel uyum izlenmiştir. RCA, LAD ve Cx arterler için proksimal orta ve distal segmentlerde kateter ve BT anjiyografi sonuçları ayrı ayrı karşılaştırılıp iki tetkik arasındaki uyumluluk kappa analiziyle değerlendirilmiştir.

Damarların sadece proksimal segmentleri değerlendirildiğinde kappa analiziyle iki tetkik arasındaki uyumluluk anlamlıdır ( $p < 0.001$ ,  $p = 0.001$ ). RCA da çok iyi, LM da orta LAD ve Cx de mükemmel uyum mevcuttur. Damarların

sadece orta segmentleri değerlendirildiğinde kappa analiziyle iki tetkik arasındaki uyumluluk anlamlıdır. ( $p < 0.001$ ). RCA da çok iyi, LM da orta LAD ve Cx de mükemmel uyum izlenmiştir. Damarların sadece distal segmentleri değerlendirildiğinde kappa analiziyle iki tetkik arasındaki uyumluluk anlamlıdır ( $p < 0.001$ ,  $p = 0.001$ ). RCA da çok iyi, LM da orta LAD ve Cx de mükemmel uyum izlenmiştir.

Kappa analiz sonuçları ile tüm damarlarda iki tetkik arasındaki uyum düzeyleri Tablo 4.10 da özetlenmiştir.

**Tablo 4.10. Kappa Analizi İle İki Tetkik Arası Uyum.**

Damar	Değer	Tüm damar	Proksimal	Orta	Distal
RCA	$\kappa$	0,791	0,551	0,578	0,596
	%95 güven aralığı	0,565-0,859	0,303-0,551	0,270 - 0,782	0,276 - 0,778
	p	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001
LM	$\kappa$	0,540			
	%95 güven aralığı	0,136-0,784			
	p	< 0,001			
LAD	$\kappa$	0,915	0,758	0,800	0,633
	%95 güven aralığı	0,716-0,977	0,507-0,837	0,574 - 0,906	0,369 - 0,633
	P	<0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Cx	$\kappa$	0,876	0,440	0,718	0,457
	%95 güven aralığı	0,668-0,942	0,122-0,592	0,428 - 0,867	0,092 - 0,777
	P	<0,001	0,001	< 0,001	0,001

## TARTIŞMA

Koroner arter hastalıkları, mortalite ve morbiditenin en sık nedenidir. Gelişmiş ülkelerdeki ölümlerin yarısına yakını kalp damar hastalıklarına ve bunların 3/4'ü de aterosklerotik koroner arter hastalıklarına bağlıdır. Farklı medikal ve girişimsel tedavi stratejilerine rağmen koroner arter hastalıklarına bağlı mortalite ve morbiditede artış izlenmektedir (1).

KKA koroner arterlerin görüntülenmesinde invazif bir işlem olmasına, hastanede yatış süreci gerektirmesine ve az da olsa damar duvarında hasara neden olabilmesine rağmen günümüzde kullanılan altın standart yöntemdir (1,2,3) Yüksek uzaysal ve zamansal rezolüsyonu, perkütan anjioplasti veya stent uygulaması gibi eş zamanlı girişimlere imkan sağlaması, verilen kontrast maddenin dağılımı incelenerek miyokard fonksiyonunun değerlendirilebilmesi, hemodinamik olarak basınç ölçümlerinin yapılabilmesi ve eş zamanlı olarak koroner arterlerde kollateral oluşumu ve retrograd dolum gibi dinamikleri gösterebilmesi gibi avantajlarına karşın invazif oluşu ve komplikasyonları (%0.15 mortalite, %1.5 morbidite), stenoza neden olan plağın morfolojik yapısı hakkında bilgi verememesi yüksek maliyeti ve olguların yalnızca üçte birinde anjioplasti ve stent yerleştirilmesi gibi girişimsel işlemlere gereksinim duyulması, invazif olmayan ve daha düşük maliyetli görüntüleme yöntemi arayışına ihtiyaç duyulmasına yol açmıştır (1,4).

Konvansiyonel anjiyografi lümen boyutu konusunda mükemmel yakın veri sağlamasına rağmen duvar kalınlığı veya plak yapısı konusunda yetersiz kalır. Kantitatif anjiyografik değerlendirmeler en dar segmentin komşu daha az daralmış segmentle karşılaştırılması ile yapılması nedeniyle plak tarafından daraltılan lümenin değerlendirilmesi genellikle gerçek daralma miktarını yansıtmaz. Kontrastlı MDBT ile aterosklerotik plağın kalınlığı doğrudan ölçülebileceği gibi nonstenotik aterosklerotik plakları da gösterebilmektedir (1,5). Bu yüzden MDBT koroner anjiyografi stenotik aterosklerotik veya nonaterosklerotik koroner hastalığı olan uygun hastalarda konvansiyonel anjiyografiyi tamamlayıcı bir yöntem olarak rutin kullanıma girmiş olup koroner arter hastalıklarının tespitinde giderek daha yaygın olarak

kullanılmaktadır. Aterosklerotik plakların noninvazif olarak tanımlanması ve sayısının belirlenmesi, koroner hastalığın progresyonu, yapılan bypass ve stent gibi tedavinin sonuçlarının ve komplikasyonlarının takibi açısından yararlıdır. Ayrıca MDBT işleminde sadece hastanın radyasyona maruz kaldığı ve KKA'dan farklı olarak doktor teknisyen ve hemşirenin çekim odasının dışında radyasyondan korunduğu da akılda tutulması gereken bir avantajdır.

Invasif olmayan bir metod olarak MDBT anjiyografi, koroner arter hastalıklarının tespitinde giderek daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda olguların yaklaşık %70-98'inde MDBT görüntülerinin değerlendirmek için yeterli kaliteye sahip oldukları ifade edilmektedir (17,18).

MDBT ile koroner segmentlerde değerlendirmeyi etkileyen en önemli faktörler hastanın işlem esnasında nefesini yeterli tutamaması ve taşikardi ya da aritmiden doğan artefaktlardır.(17,18)

Gerek MDBT anjiyografi ile gerekse KKA ile 1 mm altındaki koroner ana ya da yan dal damarların sağlıklı değerlendirilemeyeceği akılda tutulmalıdır (116,117).

Çalışmamızda değerlendirmeye alınan 320 hastada toplam 3200 segment göz önüne alındığında segmentlerin %91.5 inde yeterli tanısal görüntü kalitesi elde edilmiştir. Değerlendirilemeyen segment sayısı proksimal segmentlerde 32, orta segmentlerde 90 distal segmentlerde ise 145 olup distale gittikçe damar çaplarındaki azalmaya bağlı olarak değerlendirilemeyen segment sayısı artmaktadır.

Yapılan değerlendirmede kalp hızı yükseldikçe değerlendirilemeyen segment sayısının arttığı görülmektedir. İşlem esnasında kalp atım hızı dakikada 65 ve üzeri olan hastalarda RCA ve LAD distal segmentlerinde istatistiksel olarak anlamlı olmak üzere değerlendirilemeyen segment sayısının arttığı tespit edilmiştir. İşlem öncesinde beta bloker kullanımı ile kalp atım sayısının azaltılması tetkikin daha çok damar segmentini doğru bir şekilde değerlendirilmesine imkan sağlar.

RCA, LM, LAD ve Cx arterler içinde en çok değerlendirilemeyen segment Cx arter distal kesimi olup 320 hastanın 72'sinde Cx arter distali

değerlendirilememiştir (%22). Yapısal olarak diğer damarlara oranla daha ince kalibrasyonda olması ve komşuluğundaki koroner venler Cx arter distalinin değerlendirilmesini zorlaştıran nedenler olarak belirtilebilir.

LM arter 320 hastanın 319'unda değerlendirilebilmiş olup (%99.68) sadece 1 hastada LAD ve Cx arterler anomali olarak ayrı ostiumla sol aortik sinüsten çıktıklarından bu hastada LM dal izlenmemiştir.

Koroner damarların özellikle distal kesimlerinde ve yan dallarında 1 mm altına düşen kalibrasyonlar nedeniyle değerlendirme dışı kalmasından dolayı hastalardan 43'ünde literatürde önerildiği şekilde (113) işlem öncesi sublingual nitrat uyguladık Sublingual nitrat uygulanan hastalarla kullanılmayanlar karşılaştırıldığında tüm damarlarda değerlendirilemeyen segment oranının düştüğünü gözlemledik (Tablo 4.5). Sublingual nitrat uygulamasına bağlı değerlendirilemeyen segment sayısındaki düşüş istatistiksel olarak Cx arter distal segmentinde anlamlıdır. Bu sonuçlara göre değerlendirilmesi en güç olan ve en çok değerlendirilemeyen segment tespit edilen Cx arter distal kesimi başta olmak üzere özellikle ince kalibrasyonda ve distal yerleşimli koroner segmentlerinin daha sağlıklı değerlendirilmesi için işlem öncesi sublingual nitrat uygulanması fayda sağlamaktadır.

1998 yılında MDBT nin uygulamaya girmesinden bu yana çok hızlı bir şekilde gelişen teknoloji sayesinde özellikle koroner arter hastalıklarının MDBT ile değerlendirmesinde çok yol alınmıştır (12). Zaman içerisinde 4,8,16,32,40 ve 64, 256 ve 320 kesitli MDBT cihazlarının klinik kullanıma girmesi ile MDBT nin koroner arterlerin değerlendirilmesindeki güvenilirlik ve katkısı da artmaktadır. Literatürde teknolojiye bu baş döndürücü ilerlemeyle birlikte dünyanın birçok merkezinde yürütülmüş olan ve önceki teknolojilerin güvenilirliğini araştıran çalışmalar bulunmaktadır. Ancak 64 ve daha üstü sayıda kesitli MDBT nin etkinliği konusunda çalışmalar oldukça sınırlı olup merkezden merkeze oldukça değişkenlik göstermekte ve dünyanın birçok merkezinde de bu konuda çalışmalar yapılmaktadır. (5,14,118)

Koroner arter stenozu tespitinde MDBT anjiyografi yüksek tanısal doğruluğu ile kabul edilebilir bir tetkiktir (88). Özellikle koroner arter

hastalığına bağlı anlamlı stenozun olmadığını ortaya koymada güvenilir bir tetkiktir (99).

Hoffman ve arkadaşları (19) tarafından koroner segmentlerde stenozların değerlendirilmesine yönelik 16 kesitli MDBT ile yapılan çalışmada proksimal segmentlerde %93 özgüllük ve %94 e varan duyarlılık bulunmuştur. Bu çalışmada tüm segmentlere yönelik stenoz değerlendirilmesinde %63 duyarlılık, %96 özgüllük %64 pozitif, %96 negatif prediktif değerine ulaşılmıştır (19). Başka bir çalışmada %50 üzeri darlıkların değerlendirilmesinde %83 duyarlılık, %97 özgüllük %80 pozitif, %97 negatif prediktif değeri bulunmuştur (20).

16 kesitli MDBT ile 575 segmentin incelendiği, başka bir çalışmada %75 darlığın üzerinde plakların değerlendirilmesinde %72 duyarlılık %100 özgüllük bulunmuştur. Aynı çalışmada stenozların değerlendirilmesinde sırasıyla duyarlılık ve özgüllük oranları proksimal segmentlerde %77 ve 81, orta segmentlerde %20 ve 91 distal segmentlerde %4 ve %55 olarak bildirilmiştir Stenoz derecesi ne kadar fazla ise ve ne kadar proksimal segment yerleşimli ise MDBT lezyon tespit etme oranı o kadar artmaktadır (62)

2004 de yapılan başka bir çalışmada (114) 16 kesitli MDBT cihazı ile KKA'nın karşılaştırılmasında %98 duyarlılık ve özgüllük, %80 pozitif %99.8 negatif prediktif değerlere ulaşılmıştır. 64 kesitli MDBT ile yapılan koroner anjiyografinin karşılaştırıldığı 2006 tarihli bir başka çalışmada ise %95 duyarlılık, %96 özgüllük, %97 pozitif, %92 negatif prediktif değerleri bulunmuştur (115). Kesit sayısının artmasına karşın merkezden merkeze değişen oranlarda istatistiksel sonuçlara ulaşılabilmektedir

MDBT teknolojisinin son ürünü olan 320 kesitli sistemlerde tüm dünyada çok merkezli çalışmalar devam etmektedir. Literatüre yeni yeni yansıyan bu alandaki çok az çalışmada umut vaat edici sonuçlara ulaşılmış olup değerlendirmede zorluklara yol açan nefes ve hareket artefaktları problem olmaktan çıkmakta, tek kalp atımında elde edilen görüntüler sayesinde basamaklanma artefaktı olmaksızın daha az kontrast madde kullanımı ile hastaya daha düşük ekspozur dozu verilerek daha kaliteli

görüntüler elde edilebilmektedir. (14,118). Rybicki ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 320 kesitli MDBT ile yapılan değerlendirmede MDBT koroner anjiyografide tespit edilen koroner patolojilerin tamamı KKA ile doğrulanmıştır (118).

Çalışmamızda MDBT uygulanan 320 hastadan 50'sinde ayrıca KKA yapılmış olup KKA altın standart kabul edilerek MDBT nin koroner darlıkları tespitindeki etkinliği araştırılmıştır. Karşılaştırma yapılırken her iki tetkik için %50 ve üzeri düzeylerdeki darlıkları tespit etmeleri göz önüne alınmıştır.

50 hastada toplam 200 damar ayrı ayrı değerlendirildiğinde MDBT anjiyografi ile 76 damarda %50 ve üzeri darlık saptandı (%38,0). KKA'da ise 73 damarda darlık saptandı (%36,5). (Tablo 4.3).Toplam 8 damarda yanlış pozitif olarak KKA da normal ya da %50 altı darlık belirtilmesine karşın MDBT ile %50 üzeri darlık tespit edildi. KKA'da %50 üzeri darlık tespit edilmesine karşın MDBT ile 5 hastada bu darlıklar yanlış negatif olarak izlenmemiştir.

Tüm damarlar birlikte değerlendirildiğinde %50 ve üzeri darlıkları saptamada çalışmamızda BT anjiyografinin duyarlılığı %93, özgüllüğü %94, pozitif prediktivitesi %89 negatif prediktivitesi %96 ve tanısal doğruluğu %94 bulunmuştur. Negatif prediktivitenin yüksek oranda oluşu özellikle normal hastaların doğru şekilde tespit edilmesi ve muhtemel invazif KKA'ya gereksinimin ortadan kalkması açısından önemlidir.

KKA ile MDBT bulguları arasında özellikle osteal lezyonlarda kateterin ostium düzeyine yerleştirilmesine bağlı spazm, kateter anjiyografi ile tespit edilemeyen varyasyon ya da anomaliler ya da kateterin ostium düzeyindeki plağı gizlemesinden dolayı farklılıklar oluşmaktadır. Çalışmamızda 2 hastada LMCA orifis düzeyinde darlığa yol açan yumuşak plak olarak değerlendirilen görünümünün KKA da tespit edilememesi çalışmamızda duyarlılık ve özgüllükteki düşmenin bir nedeni olabilir.

LMCA lezyonları açısından yapılan istatistik çalışmasında duyarlılık %67 özgüllük %96, PPD %50, NPD %98 olarak hesaplanmıştır. Duyarlılık ve PPD deki diğer damarlara oranla düşmenin nedeni sayıca çok az LMCA lezyonu olmasıdır. 50 hastada KKA'da toplam 3 hastada lezyon tespit edilmiştir. MDBT anjiyografi ile ise 4 adet LMCA lezyonu tespit edilmiş olup

yukarıda anlatılan 2 hasta yanlış pozitif olarak değerlendirilmiştir. Bir hastada da yanlış negatif olarak KKA'da tespit edilen lezyon MDBT anjiyografi ile tespit edilmemiştir.

Koroner arter anomalileri spora bağlı kardiyak ölümlerin %12'sinden, sporla ilişkisiz kardiyak ölümlerin %1.2 sinden sorumlu tutulmaktadır ve erken tanısı çok önemlidir. Koroner arter anomalilerini saptamada KKA teknik nedenlerle yetersiz olabilmektedir. KKA ile anomalili arterin çıkış yerini belirleyip kateterize etmek zordur. Komşu pulmoner arter ve aortla ilişkisinin bilinmemesi nedeniyle anormal damarın seyrini belirlemek de güçtür (34). Ayrıca anormal bir çıkış aranması ve vasküler anatomisinin de yorumlanması kolay değildir. Ektopik ostiumlu koroner arter anomalilerinde KKA'nın tanı değeri her bir ostiumun ayrı ayrı kateterize edilebilmesindeki teknik ve kullanıcıya bağlı yetersizlikler nedeniyle düşüktür. Özellikle 64 kesitli MDBT ile KKA'nın kısıtlılıklarının çoğunun üstesinden gelinebilir. MDBT koroner arter varyasyon ve anomalilerini göstermede oldukça önem taşımaktadır (28,33)

Çalışmamıza dahil edilen hastalarda literatürde belirtilenin ortalama insidansın üzerinde koroner arter anomalisi ve myokardiyal köprüleşme tespit ettik. Literatürdeki koroner arter anomalisi insidansı %0.3 – 1.6 arası değişmekteyken (30) bizim çalışmamızda bu oran %4.06 olarak bulunmuştur. Benzer şekilde myokardiyal köprüleşme insidansı da literatürde %0.5 – 2.5 arası iken çalışmamızda myokardiyal köprüleşme sıklığı %8.12 olarak hesaplandı. Literatür verilerinin oldukça üzerinde bulunan bu sıklığın 64 kesitli BT anjiyografinin koroner anomalileri saptamadaki yeteneği ile ilgisi olduğu söylenebilir. Bu konudaki bilgiler KKA ile 16 ve daha önceki BT anjiyografi bulgularına dayanmakta olup klinisyen tarafından gönderilen hasta grubunun heterojenitesi de etkilidir ve daha geniş serili çalışmalarla doğrulanması gerekir.

Çalışmamızda bir hastada sol aortik sinüsten çıktığı için kateterize edilemeyen RCA'nın BT anjiyografi ile sol aortik sinüsten çıktığı ve aort ile pulmoner arter arasından geçerken ince kalibrasyon gösterdiği daha sonra da kritik darlıkları olduğu tespit edilmiştir. Başka bir hastada KKA'da



tamamen normal olarak belirtilmesine rağmen RCA'nın yine sol aortik sinüsten çıkarak aort ile pulmoner arter arasından geçtikten sonra normal seyirine devam ettiğini gözlemledik. KKA ile tanımlanması güç olan bu anomalilerin MDBT anjiyografi ile kolay bir şekilde ve doğru olarak tanılarını konulabilmektedir.

KKA ve MDBT anjiyografi tetkiklerinin birbirleriyle uyumunun istatistiksel değerlendirilmesinde RCA da çok iyi, LM de orta, LAD ve Cx arterlerde mükemmel düzeyde uyum izlenmektedir. (Tablo 4.10). Her segmentin iki tetkik açısından ayrı ayrı değerlendirilmesinde de tüm segmentler açısından iki tetkik sonuçlarının birbirleriyle uyumlu olduğu istatistiksel olarak tespit edilmiştir. LM de orta düzey uyum saptanması çok az sayıda LM lezyonu varlığına bağlıdır. Ayrıca orifis düzeyindeki patolojilerde KKA da kateterizasyona bağlı spazm gelişmesi ya da kateterin ostium düzeyindeki plağı gizlemesinden dolayı MDBT anjiyografiden farklı sonuçlar elde edilebilmektedir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz veriler MDBT anjiyografinin koroner arter darlıklarının tespitinde, anomali ve varyasyonların ortaya konmasında, bypass ve stent tedavisi sonrası kontrollerde başarıyla kullanılabileceğini göstermektedir. Özellikle negatif prediktif değerinin yüksek olması normal hastaların ayırt edilmesi açısından önem taşımaktadır. Koroner arter hastalığı şüphesi ile KKA yapılan hastaların büyük bir kısmının normal olarak değerlendirildiği göz önüne alınırsa bu hastalarda KKA öncesi yapılacak olan MDBT anjiyografi ile çok sayıda hastanın invazif KKA gerek olmadan koroner arter hastalığı yönünde ekarte edilmesi mümkündür. Ayrıca hayatı tehdit eden anomalilerin tespitinde MDBT anjiyografi ön plana çıkarak KKA'ya üstünlük sağlamaktadır.

Diğer yandan KKA tıkanmaya yol açan plak morfolojisini, çevre yumuşak dokular ve kalp anatomisini gösterememektedir. Akut göğüs ağrısına neden olan koroner dışı nedenlerden aort diseksiyonu ve pulmoner arter embolisi de MDBT anjiyografi işlemi esnasında tanı alabilmektedir(116). Nitekim çalışmamızda göğüs ağrısı nedeniyle MDBT anjiyografi tetkiki

istenen 2 hastada pulmoner arterde emboli tespit edilerek gerekli tedaviyi alması için göğüs hastalıkları bölümüne yönlendirilmiştir.

Ancak MDBT koroner anjiyografinin bazı sınırlamaları bulunmaktadır. 64 kesitli MDBT ile görüntüleme işlemi yaklaşık 10-20 saniye arası sürmekte olup hastaların bu süreçte nefeslerini tutmaları gerekmektedir.

Ayrıca kalp hızının yüksek ve kalbin sinüs ritmi dışında olması da görüntü kalitesini oldukça etkilediğinden aritmik veya taşikardik olup astım gibi nedenlerden dolayı  $\beta$  bloker almasında sakınca bulunan ya da  $\beta$  blokere rağmen kalp atım sayısı düşürülemeyen hastalarda yeterli sonuç vermemektedir.

Bu nedenle kalp atım sayısı yüksek, nefesini tutamayan ve koopere olamayacak hastalar MDBT anjiyografiye uygun değildir. Ayrıca çok yüksek kalsiyum skoru olan hastalarda kalsifiye plakların yüksek dansiteleri nedeniyle artefaktlar ortaya çıkmaktadır.

Bu artefaktlar koroner arter lümeninin değerlendirilmesini zorlaştırarak yanlış negatif ya da pozitif sonuçlara yol açabilmektedir. Belli değerler üzerindeki yüksek kalsiyum skoru hastanın altta yatan koroner hastalığı için bir risk göstergesi olup bu hastaların standart KKA ile değerlendirilmesi önerilmektedir. (117)

Daha fazla dedektör sayılı ve daha hızlı gantri rotasyon süreli yeni jenerasyon MDBT cihazları koroner arterlerin daha yüksek temporal ve geometrik rezolüsyon ile değerlendirme imkanını sağlayacaktır. İlerleyen teknolojiyle birlikte özellikle 320 kesitli MDBT nin klinik kullanıma girmesiyle bu sınırlamalarının çoğunun üstesinden gelineceği düşünülmektedir. (14,118).

Tek gantri dönüşünde ve tek kalp atımında tüm kalp ve koroner yapılara ait veri toplanacağından işlem süresi kısılacak, nefes, taşikardi ve aritmiden doğan artefaktlardan uzaklaşıp daha düşük doz radyasyon ve daha az kontrast madde kullanımı ile tanısal değeri daha çok, daha yüksek temporal ve uzaysal çözünürlüğe sahip görüntüler elde edilebilecektir.(14,118)

## SONUÇ VE ÖNERİLER

### 64 kesitli MDBT koroner anjiyografisi ;

- ✓ Görüntülemenin ort. 15 saniye sürüp ve tek nefes tutma süresinde bittiği
- ✓ İşlem öncesi ve sonrası hospitalizasyon gerekmeden;
- ✓ Kalsiyum skorlama yöntemi ile koroner hastalık riskinin ortaya konabildiği
- ✓ Hastanın ortalama 15–20 dakika içinde işleminin tamamlanmasına izin veren ve işlemten sonra tamamen günlük hayatına geri döndüğü;
- ✓ Tanısal değerlendirmenin hasta yokken retrospektif olarak ve tekrar geri dönüp incelemeye imkan verecek şekilde bilgisayar başında yapıldığı;
- ✓ Hasta konforunun KKA ile karşılaştırıldığında çok daha fazla olduğu;
- ✓ Kontrast alerjisi dışında KKA'da görülen invazif girişime bağlı kanama, kardiyak arrest gibi hayatı tehdit eden komplikasyon riskleri olmayan;
- ✓ Hasta dışında doktor ve çekim ekibinin radyasyona maruz kalmadığı ;
- ✓ Lümen değişiklikleri yanı sıra duvar patolojilerinin de değerlendirilebildiği
- ✓ Bypass ve stent gibi tedavilerden sonra takip amacıyla kullanılabilen;
- ✓ KKA ile tanısı güç olan ve ani kardiyak ölümlerine yol açan koroner arter anomalilerin tespitinde başarılı;
- ✓ KKA'ya oranla daha ucuz ve uygulanması kolay;
- ✓ Invazif olmayan bir yöntemdir.

Bu çalışma sonucunda elde edilen verilere göre MDBT koroner anjiyografi tetkikinın güvenilirliği ve etkinliği, hasta kooperasyonu ve uygun kalp atım hızları sağlandığında artmaktadır. İşlem öncesinde beta bloker uygulaması ile kalp hızları istenilen düzeylerde tutulabilen hastalarda elde edilen görüntülerle daha sağlıklı değerlendirme yapılabilmektedir. MDBT koroner anjiyografi geniş çaplı proksimal koroner arter segmentlerinde daha yüksek tanısal yeteneğe sahiptir. İşlem öncesinde sublingual nitrat uygulanarak koroner vasküler kalibrasyonları genişletilen hastalarda distal ve düşük kalibrasyonlu damar segmentlerinde de tetkikin güvenilirlik ve etkinliği artmaktadır. Çalışmamızda MDBT koroner anjiyografi ile koroner arter patolojilerinin tespitinde yüksek duyarlılık, özgüllük, negatif ve pozitif prediktivite ve tanısal doğruluk oranlarına ulaşılmıştır. Ayrıca konvansiyonel

kateter anjiyografi ile MDBT anjiyografi sonuçları arasında oldukça iyi derecede istatistiksel uyum tespit edilmiştir.

Bu sonuçlar göz önüne alındığında koroner arter hastalığı şüphesi bulunan, tetkik şartlarına uygun düşük riskli hasta gurubunda MDBT koroner anjiyografi tanı ve progresyon takibi amacıyla güvenli ve etkin bir şekilde kullanılabilir.

## KAYNAKLAR

1. N.E. Manghat et al. Multi-detector row computed tomography: imaging of the coronary arteries. *Clinical Radiology*. 2005; 60, 939–952.
2. P. Schoenhagen et al. Noninvasive imaging of coronary arteries: Current and future role of multi-detector row CT. *Radiology*. 2004; 232:7–17.
3. U. Joseph et al. CT of the coronary artery disease. *Radiology*. 2004; 232:18–37.
4. Okur A., Kantarcı M. MDBT koroner anjiyografi. İstanbul: Aktif Yayınevi; 2006.
5. S.D. Gertz et al, Usefulness of multidetector computed tomography for noninvasive evaluation of coronary arteries in asymptomatic patients. *Am J Cardiol*. 2006; 97:287-293.
6. M.A. Peter et al, Coronary artery Imaging with Multidetector CT: Visualization Issues. *Radiographics*. 2003;23:e16.
7. Dalrymple et al, Informatics in Radiology: Introduction to the language of three-dimensional imaging with multidetector CT, *Radiographics*. 2005; 25,1409–1428.
8. Prokop M. Galanski M. Spiral and multislice tomography of the body. Thieme-Stuttgart – Newyork. 2003;1-82.
9. R.C. Cury et al, Accuracy of 16-slice multidetector CT to quantify the degree of coronary artery stenosis: Assesment of cross sectional and longitudinal vessel reconstructions, *EJR*. 2006;57:345-350.
10. B.J. Wintersperger, K. Nikolaou. Basics of cardiac MDCT: Techniques and contrast application. *Eur Radiol suppl*. 2005;15(Suppl 2); B2-B9.
11. J.A. Rumberger et al. Coronary artery calcium area by electron-beam computed tomography and coronary atherosclerotic plaque area. A histopathologic correlative study. *Circulation*. 1995;92:2157–2162.
12. Burke et al. Healed Plaque Ruptures and Sudden Coronary Death. *Circulation*. 2001;103:934.
13. M.K. Karla et al. Strategies for ct radiation dose optimization. *Radiology*. 2004;230:619-628.

14. Dewey M., Zimmermann E., Laule M., Rutch M., Hamm B. Three-vessel coronary artery disease examined with 320-slice. *European heart journal*. 2008;29(13):1669.
15. Mulkens T.H.. et al, Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi detector row CT examinations: Clinical evaluation. *Radiology*. 2005; 237:213–223.
16. Hamberg LM. et al, Multi-detector row CT: Radiation dose characteristics. *Radiology*. 2003; 226:762–772.
17. Heuschmid M. et al. ECG gated 16-MDCT of the coronary arteries: assesment of image quality and accuracy in detecting stenoses. *Am J Roentgenol*. 2005;184:1413–1419.
18. JJ Fine et al. Noninvasive coronary angiography: Agreement of multislice spiral computed tomography and selective catheter angiography. *Int. J. Cardiovasc. Imaging*. 2004;20:549–552.
19. U.Hoffman et al. Predictive value of 16 slice multidetector spiral computed tomography to detect significant obstructive coronary artery disease in patients at high risk for coronary artery disease: Patient versus segment based analysis. *Circulation*. 2004;110:2638–2643.
20. GJ.Morgan-Hughes et al. Highly accurate coronary angiography with submillimeter, 16 slice computed tomography. *Heart*. 2005; 91: 308–313.
21. Sadler TW, Langmans medical embryology, Baltimore: Williams & Wilkins; 2004.
22. David N. et al. A pictorial review of coronary artery anatomy on spiral CT *Chest*. 2000;118:488–491.
23. Sevrukov A, Jelnin V. Kondos GT. Electron beam CT of the coronary arteries.Cross-sectional anatomy for calcium scoring. *Am J Roentgenol*. 2001; 177:1437–1445.
24. Pelech AN. Coronary artery anomalies. [online]. E-Medicine <http://www.emedicine.com/ped/topic2506.htm> [1.12.2008].
25. Vogl TJ, Abolmaali ND, Diebold T et al. Techniques for the detection of coronary atherosclerosis: multi-detector row CT coronary angiography. *Radiology*. 2002; 223: 212–220.

26. Schanlon PJ, Faxon DP, Audet AM, et al. ACC/AHA guidelines for coronary angiography: a report of the American College of Cardiology/ American Heart Association Task Force on practice guidelines (Committee on Coronary Angiography). *J Am Coll Cardiol.* 1999; 33: 1756–1824.
27. Shinbane JS, Girsky MJ, Mao S, Budoff MJ. Thebesian valve imaging with Electron Beam CT angiography: Implications for resynchronization therapy. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2004; 27: 1566 –1567.
28. Van Ooijen PM et al. Detection, visualization and evaluation of anomalous coronary anatomy on 16-slice Multidetector-row CT. *Eur Radiol.* 2004; 2163–2171.
29. Bergman RA, Afifi AK, Miyauchi R. Coronary arteries. Illustrated encyclopedia of human anatomic variation. *Johns Hopkins Med J.* 1970; 126: 100–118.
30. Hauser M. Congenital anomalies of the coronary arteries. *Heart.* 2005;91;1240–1245.
31. 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.
32. Wissner et al. Exertional sudden cardiac death in a young athlete with anomalous origin of the left coronary artery from the opposite sinus *Europace.* 2008;10,1022–1023.
33. Schmitt R, et al. Congenital anomalies of the coronary arteries: Imaging with contrast-enhanced, multidetector computed tomography. *Eur Radiol.* 2005; 15: 1110–1121.
34. Maron BJ et al. Cardiovascular preparticipation screening of competitive athletes: a statement for health professionals from the Sudden Death Committee (Clinical Cardiology) and Congenital Cardiac Defects Committee (Cardiovascular Disease in the Young), American Heart Association. *Circulation.* 1996; 94: 850–856.

35. Angelini P, Velasco JA, Flamm S. Coronary anomalies: incidence, pathophysiology, and clinical relevance. *Circulation*. 2002; 105:2449–2454.
36. Angelini P, Coronary artery anomalies-current clinical issues. Definitions, classification, incidence, clinical relevance, and treatment guidelines. *Tex Heart Inst J*. 2002; 29: 271– 278.
37. Danias PG, Stuber M, McConnell MV, Manning WJ. The diagnosis of congenital coronary anomalies with magnetic resonance imaging. *Coron Artery Dis*. 2001; 12: 621–626.
38. Kaku B, et al. Clinical features of prognosis of Japanese patients with anomalous origin of the coronary artery. *Jpn Circ J*. 1996; 60: 731–741.
39. 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.
40. Pelech AN. Coronary artery anomalies. [online] Medscape <http://emedicine.medscape.com/article/895854-overview> [10.12.2008]
41. Abouzied AM, Amaram S, Neerukonda SK. Anomalous left coronary artery arising from right sinus of valsalva could be a minor congenital anomaly: a case report and review of the literature. *Angiology*. 1999; 50: 175–178.
42. Serota H, Barth CW III, Seuc CA, Vandormael F, Aguirre F, Kern MJ. Rapid identification of the course of anomalous coronary arteries in adults: the “dot and eye” method. *Am J Cardiol*. 1990; 65: 891–898.
43. Tüccar E., Elhan A. Examination of Coronary Artery Anomalies in an Adult Turkish Population. *Turk J Med Sci*. 2002; 32: 309-312.
44. Ropers D, Moshage W, Daniel WG, Jessl J, Gottwik M, Achenbach S. Visualization of coronary artery anomalies and their anatomic course by contrast-enhanced electron beam tomography and three-dimensional reconstruction. *Am J Cardiol*. 2001; 87: 193–197.
45. Amasyalı B, Kursaklıoğlu H, Kose S, İyisoy A, Kılıç A, Isık E. Single coronary artery with anomalous origin of the right coronary artery from



the left anterior descending artery with a unique proximal course. *Jpn Heart J.* 2004; 45: 521–525.

46. 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.
47. Robinson F. Aneurysms of the coronary arteries. *Am Heart J.* 1985; 109: 129 -135.
48. lia R, Goldfarb B, Gilutz H, Battler A. Aneurysm of the left main coronary artery: progression of dilatation with concomitant deterioration of coronary stenosis. *Int J Cardiol.* 1994; 45: 135 -137.
49. Murthy PA, Mohammed TL, Read K, Gilkeson RC, White CS. MDCT of coronary artery aneurysms. *Am J Roentgenol.* 2005; 184: 19-20.
50. Konen E, Feinberg MS, Morag B, et al. Giant right coronary aneurysm: CT angiographic and echocardiatic findings. *Am J Roentgenol.* 2001; 177: 689 -691.
51. Yano K, Yoshino H, Taniuchi M, et al. Myocardial bridging of the LAD in acute inferior wall myocardial infarction. *Clin Cardiol.* 2001; 24: 202–208
52. Kantarci M, Duran C, Durur I, Alper F, Onbas O, Gulbaran M, Okur. A. Detection of myocardial bridging with ECG-gated multidetector CT and multiplanar reconstruction. *Am J Roentgenol.* 2006; 186:S391–S394.
53. Mohlenkamp S, Hort W, Ge J, Erbel R. Update in myocardial bridging. *Circulation.* 2002; 106: 2616–2622.
54. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer NR, Viamonte M, Detrano R. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol.* 1990; 15: 827–832.
55. Rumberger JA, Simons DB, Fitzpatrick LA, et al. Coronary artery calcium area by electron-beam tomography and coronary atherosclerotic plaque area: A histopathologic correlative study. *Circulation.* 1995; 92: 2157–2162.
56. Stanford W, Thompson BH. Imaging of coronary artery calcification: Its importance in assessing atherosclerotic disease. *Radiol Clin N Am.* 1999; 37: 257–272.

57. Ross R. The pathogenesis of atherosclerosis: a perspective for 1990's Nature. 1993; 362: 801–809.
58. Schoepf UJ, Becker CR, Hofmann LK, Yucel EK. Multidetector-row CT of the heart. Radiol Clin North Am 2003; 41: 491–505.
59. Shemesh J, Tenenbaum A, Fisman E, et al. Absence of coronary calcification on double-helical CT scans: predictor of angiographically normal coronary arteries in elderly women? Radiology. 1996; 199: 665–668.
60. Georgiou D, Budo. MJ, Kaufer E, Kennedy JM, Lu B, Brundage BH. Screening patients with chest pain in the emergency department using electron beam tomography: a follow-up study. J Am Coll Cardiol. 2001; 38: 105–110.
61. Janowitz WR, Agatston AS, Viamonte M Jr. Comparison of serial quantitative evaluation of calcified coronary artery plaque by ultrafast computed tomography in persons with and without obstructive coronary artery disease. Am J Cardiol. 1991; 68: 1-6.
62. Herzog C, Britten M, Balzer JO, Mack MG, Zangos S, Ackermann H, Schaechinger V, Schaller S, Flohr T, Vogl TJ. Multidetector-row cardiac CT: diagnostic value of calcium scoring and CT coronary angiography in patients with symptomatic, but atypical, chest pain. Eur Radiol. 2004; 14: 169–177.
63. Horiguchi J, Yamamoto H, Akiyama Y, Marukawa K, Hirai N, Ito K. Coronary artery calcium scoring using 16-MDCT and a retrospective ECG-gating reconstruction algorithm. Am J Roentgenol. 2004; 183:103–108.
64. Choi CJ, Kramer CM. MR imaging of atherosclerotic plaque. Radiol Clin North Am. 2002; 40: 887–898.
65. Diodati JG, Dakak N, Gilligan DM, et al. Effect of atherosclerosis on endothelium dependent inhibition of platelet activation in humans. Circulation. 1998; 98: 17–24.

66. Engler MM, et al. Antioxidant vitamins C and E improve endothelial function in children with hyperlipidemia: Endothelial assessment of risk from lipids in youth (early) trial. *Circulation*. 2003; 108: 1059–1063.
67. 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.
68. Lutgens E, et al. Atherosclerotic plaque rupture: Local or systemic process? *Arterioscler Thromb Vasc Biol*. 2003; 23: 2123–2130.
69. Bernhard L. et al. 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.
70. Candan İ, Oral D. *Kardiyoloji*. Ankara: ANTIP A.Ş; 2002
71. Rodenwaldt J. Multislice computed tomography the coronary arteries. *Eur Radiol*. 2003;13:748-757.
72. Fisher LD, Judkins MP, Lesperance J et al. Reproducibility of coronary arteriographic reading in the coronary artery surgery study (CASS). *Cathet Cardiovasc Diagn*. 1982; 8: 565–575.
73. Windecker S, Maier-Rudolph W, Bonzel T et al. Interventional cardiology in Europe 1995. *Eur Heart J*. 1999; 20; 484–495.
74. Z A. Fayad, V. Fuster Clinical imaging of the High-Risk or Vulnerable Atherosclerotic Plaque. *Circulation Research*. 2001; 89: 305–306.
75. Lee RT, Grodzinsky AJ, Frank EH, Kamm RD, Schoen FJ Structure-dependent dynamic mechanical behavior of fibrous caps from human atherosclerotic plaques. *Circulation*.1991; 83: 1764–1770.
76. Raggi P. Coronary calcium on electron beam tomography imaging as asurrogate marker of coronary artery disease. *Am J Cardiol*. 2001; 84: 27–84.
77. Erdoğan N, Altın L, Altunkankıtaş Ş, Elektron beam tomografi ile koroner arterlerde kalsiyum miktarının saptanması. *Türk Tanısal ve Girişimsel Radyoloji Dergisi*. 2002; 8; 4: 533–537.
78. Achenbach S, Moshage W, Ropers D, Nossen J, Daniel WG. Value of electron-beam computed tomography for the noninvasive detection of

- high-grade coronary-artery stenoses and occlusions. N Engl JMed. 1998; 339: 1964– 1971.
79. Gerber TC, Kuzo RS, Karstaedt N, hane GE, Morin RL, Sheedy PF 2nd, Safford RE, Blackshear JL, Pietan JH. Current results and new developments of coronary angiography with use of contrast-enhanced computed tomography of the heart. Mayo Clin Proc. 2002; 77: 55–71.
  80. ChengHong, MD, Christoph R. Becker, MD, Armin Huber, ECG-gated reconstructed Multi-Detector row CT coronary angiography: Effect of varying trigger delay on image quality. Radiology. 2001; 220: 712- 717.
  81. Zeman RK, Fox, SH, Silverman PM, Davros WJ, Carter LM, Griego D, et al. Helical CT of the abdomen. Am J Radiol. 1993; 160: 719-725.
  82. Morcos S K , Weir J. Multislice CT. British Journal of Cardiology. 2004 77,S1
  83. Savaş R. Bilgisayarlı tomografi, terminoloji, tarihçe, görüntü oluşum süreci. İç. Temel Radyoloji Fiziği. Türk Radyoloji Derneği İzmir Şubesi Eğitim Sempozyumları 2004-2005. s 65-66.
  84. Karabulut N. Helikal BT, Çok Kesitli BT ve Elektron Demeti BT. İç. Temel Radyoloji Fiziği. Türk Radyoloji Derneği İzmir Şubesi Eğitim Sempozyumları 2004-2005. s 67-71.
  85. Tuncel E. Bilgisayarlı Tomografi. İç. Klinik Radyoloji. Genişletilmiş 2. Baskı. Bursa: Nobel & Güneş Tıp Kitapevi; 2008. s 87-89.
  86. De Feyter PJ, Nieman K. New coronary imaging techniques: what to expect? Heart. 2002; 87: 195–197.
  87. Pannu HK, Flohr TG, Corl FM, Fishman EK. Current concepts in multi-detector row CT evaluation of the coronary arteries: principles, techniques, and anatomy. Radiographics. 2003; 23: 111–125.
  88. Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, Vos J, Pattynama PM, Krestin GP, Serruys PW, de Feyter PJ. Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate. Heart. 2002; 88: 470–474.
  89. Shechester G, Altman A., Isotropic high-resolution in Multi-Slice Spiral CT . Nuclear Science Symposium Conference Record, 2004 IEEE 3769-3772

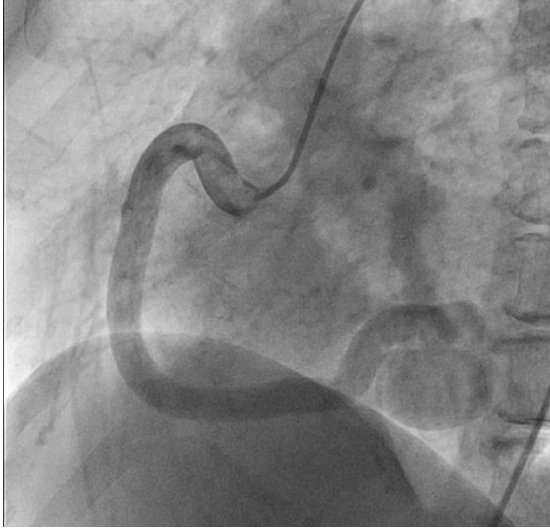
90. Grenier PA, Beigelman Aubry C, Fetita C, et al. New frontiers in CT imaging of airway disease. *Eur Radiol.* 2002; 12: 1022–1044.
91. Horiguchi J, Nakanishi T, Ito K, et al. Quantification of coronary artery calcium using multidetector CT and a retrospective ECG-gating reconstruction algorithm. *Am J Radiol.* 2001; 177:1429-3145.
92. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology.*2000; 215: 55–62.
93. Saito Y. Multislice X ray CT scanner. *Med Phys.* 1998; 66: 1–8.
94. Mahesh M. Search for isotropic resolution in et from conventional through multiple-row detector. *Radiographics.* 2002; 22: 949–962.
95. Rumberger JA. Noninvasive coronary angiography using computed tomography: ready to kick it up another notch. *Circulation.* 2002; 15: 2036– 2038.
96. Schoepf UJ, Becker C, Ohnesorge BM, Yücel EK. CT of coronary artery disease. *Radiology.* 2004; 232: 18–37.
97. Becker C, Hong C, et al. Optimal contrast application for cardiac 4 detector-row computed tomography. *Invest. Radiol.* 2003; 690-694.
98. 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.
99. Lawler LP, Pannu HK, Fishman EK. MDCT evaluation of the coronary arteries, 2004: how we do it--data acquisition, postprocessing, display, and interpretation. *Am J Roentgenol.* 2005; 184: 1402–1412.
100. Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U, et al. Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation.* 2000; 102: 2823 -2828.
101. Addis KA, Hopper KD, Iyriboz TA, et al. CT angiography: in vitro comparison of five reconstruction methods. *Am J Roentgenol.* 2001; 177: 1171–1176.
102. Kantarci M, Ceviz N, Durur I, Bayraktutan U, Karaman A, Alper F, Onbas O, Okur A. The Effect of the Reconstruction Window Obtained at the Isovolumic Relaxation Period on the Image Quality in ECG-Gated 16-

MDCT Coronary Angiography Studies. *J Comput Assist Tomogr.* 2006;30:258Y26

103. Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, et al. Noninvasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography: results in 102 patients. *Eur Heart J.* 2002; 23: 1714 –1725.
104. Napel S, Marks MP, Rubin GD et al. CT angiography with spiral CT and maximum intensity projection. *Radiology.* 1992; 185: 607-610.
105. Choi SI, et al. Variation of the size of pulmonary venous ostia during the cardiac cycle: optimal reconstruction window at ECG-gated multi-detector row CT. *Eur Radiol.* 2005; 15: 1441-1445.
106. Prokop M. Multislice CT angiography. *Eur J Radiol.* 2000; 36: 86–96.
107. Gerber TC, Kuzo RS, Morin RL. Techniques and parameters for estimating radiation exposure and dose in cardiac computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2005; 21: 165–176.
108. Rubin GD, Schmidt AJ, Logan LJ, Sofilos MC. Multi-detector row CT angiography of lower extremity arterial inflow and runoff: initial experience. *Radiology.* 2001; 221: 146–158.
109. Martin ML, et al. Multidetector CT angiography of the aortoiliac system and lower extremities: a prospective comparison with digital subtraction angiography. *Am J Roentgenol.* 2003; 180: 1085–1091.
110. Katritsis D, et al.. Radiation exposure of patients and coronary arteries in the stent era: A prospective study. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2000; 51: 259–264.
111. Kyongtae T. Bae, Hong C, Whiting BR, Radiation dose in multidetector row computed tomography cardiac imaging. *J. Magn. Reson. Imaging.* 2004;19:859–863.
112. O'Rourke M., Jing JX Sildenafil/nitrate interaction. *Circulation.* 2000;101:e90
113. Decreamer I et al. Effects of sublingual nitroglycerin on coronary lumen diameter and number of visualized septal branches on 64-MDCT angiography. *Am J Roentgenol.* 2008. 190:219-225

114. Kuettner A. et al. Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral computed tomography technology initial clinical results. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2004;44;1230-1237.
115. Fine JJ, Hopkins CB., Ruff, N, Newton FC, Comparison of accuracy of 64-slice cardiovascular computed tomography with coronary angiography in patients with suspected coronary artery disease. *Am J Cardiol.* 2006; 97:173–174.
116. Johnson T.R.C. et al. ECG-Gated 64-MDCT Angiography in the differential diagnosis of acute chest pain. *Am J Roentgenol.* 2007; 188:76–82.
117. Donnelly P.M., Higginson J.D., Hanley P.D. Multidetector CT coronary angiography: have we found the holy grail of non-invasive Coronary imaging? *Heart.* 2005;91;1385-1388.
118. Rybicki F.J. et al. Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2008 24:535–546

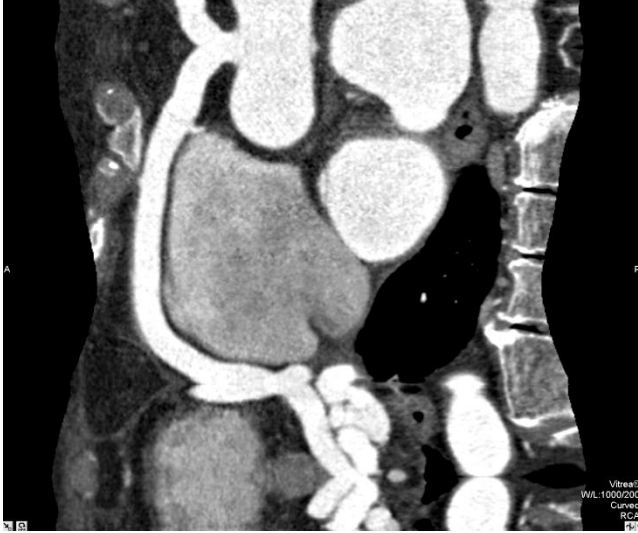
## EK-1 - OLGU ÖRNEKLERİ



(a)



(b)



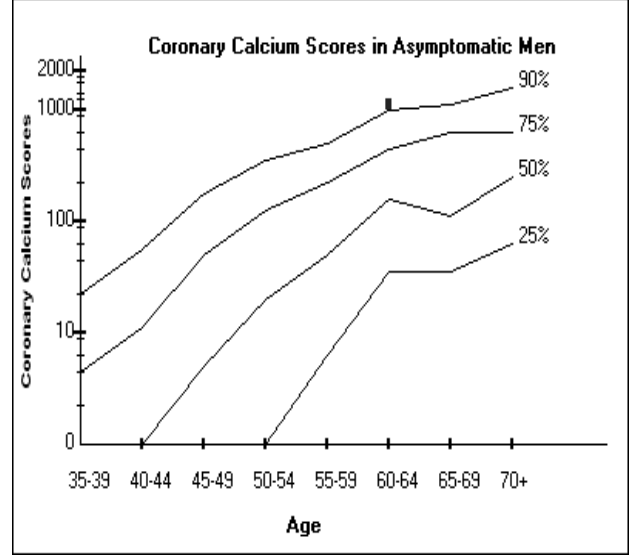
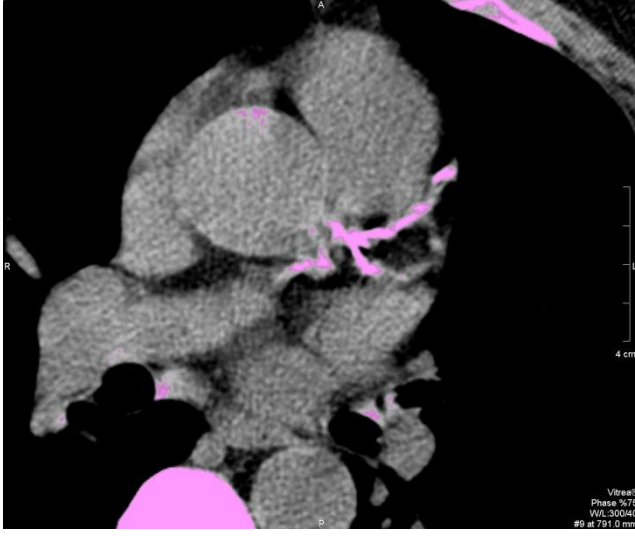
(c)



(d)

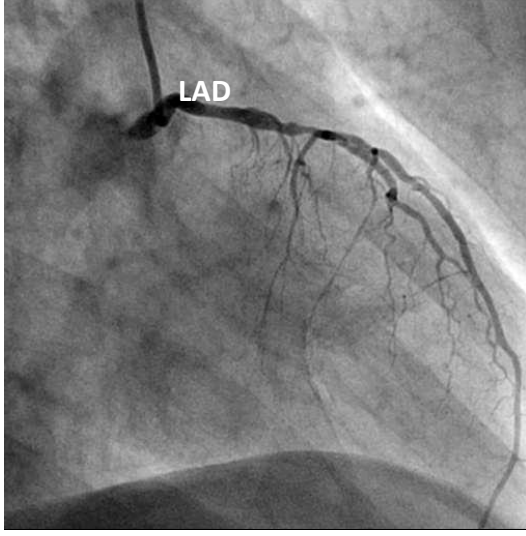
**Olgu 1** : 70 yaşında bayan hasta. RCA-büyük kardiyak ven fistül olgusu. RCA başlangıç seviyesinde yaklaşık 11 mm çapta ölçülmüş olup oldukça genişlemiş olarak değerlendirilmiştir. Distal kesimde RCA, koroner sinüs seviyesinde büyük kardiyak ven ile birleşim gösteren bir fistül oluşturmakta ve fistül devamında sağ atriuma dökülmektedir. Kateter anjiyografi görüntüsünde (a) genişlemiş RCA ve koroner sinüs seviyesinde aneurismatik genişlemiş fistül izlenmektedir. Üç boyutlu VR (b) ve curved-MPR (c,d) görüntülerde de genişlemiş RCA ve distal fistül seviyesi görüntülenmiştir.



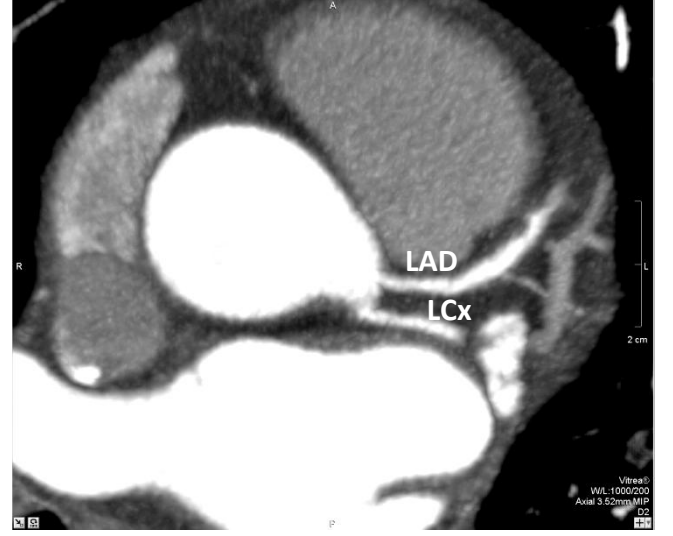


**Olgu 2** : 60 yaşında erkek hasta. BT anjiyografi işlemi öncesi yapılan kalsiyum skortlama işleminde hastanın her üç damarında da yoğun kalsifikasyonlar izlenmiş olup iş istasyonunda kalsiyum skoru ölçmekte kullanılan yazılımla hastanın Agatston skoru 1013 olarak ölçülmüştür.

Hastanın yaş gurubuna göre 90 persantilin üzerinde olduğu raporlanarak BT anjiyografi işlemine geçilmemiştir. Otomatik olarak eşik dansite değerinin üzerindeki yapılar yazılım tarafından farklı renkte kodlanmakta (a) ve ölçümler sonrası otomatik olarak persantil eğrisi oluşturulmaktadır (b)



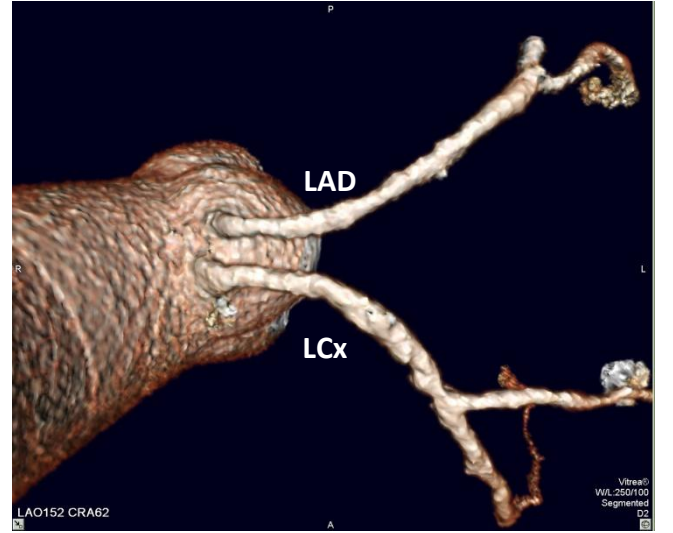
(a)



(b)

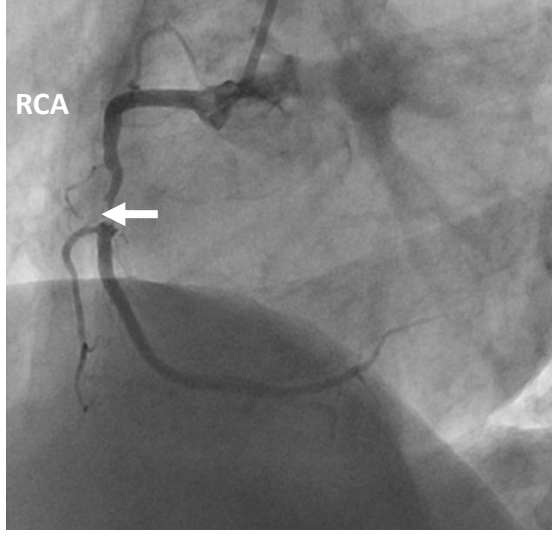


(c)

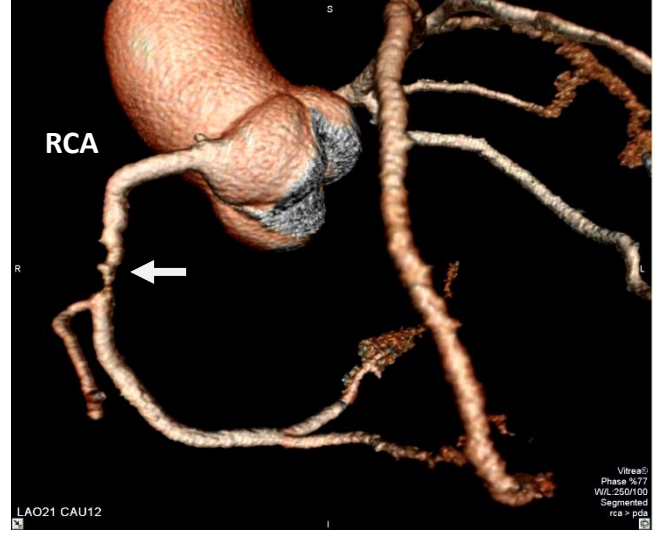


(d)

**Olgu 3** : 72 yaşında erkek hasta. Yapılan kateter anjiyografide (a) LCx arterin izlenmemesi ve sol kateterizasyonla sadece LAD'nin dolum göstermesi nedeniyle yapılan BT anjiyografide anomali olarak sol aortik sinüsten LAD ve LCx arterin ayrı ostiumlarla çıkış gösterdikleri izlenmiş ve kateter anjiyografide değerlendirilemeyen LCx arterin normal dolum gösterdiği raporlanmıştır. MIP-MPR görüntüde (b) ve 3 boyutlu VR görüntülerde (c,d) LAD ve LCx arterlerin aorttan ayrı ayrı çıktıkları ve LM dalın izlenmediği görülmektedir.



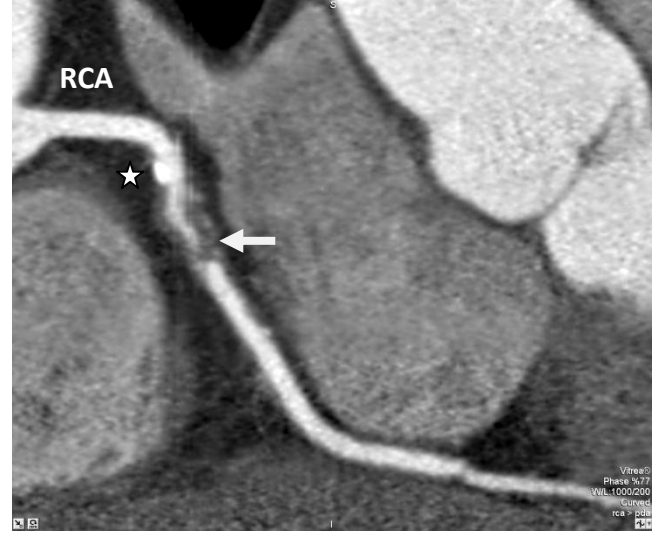
(a)



(b)



(c)



(d)

**Olgu 4** : 50 yaşında erkek hasta. Bir süredir devam eden göğüs ağrısı şikayeti ile çekilen BT anjiyografide RCA orta kesimde serbest ventriküler dal çıkış seviyesi proksimalinde ileri düzeyli darlığa yol açan yumuşak plak tespit edilmesi üzerine yapılan kateter anjiyografi ile (a) darlık doğrulanmıştır. 3 boyutlu VR (b) MIP-MPR (c) ve curved MPR (d) görüntülerde darlığa yol açan yumuşak plak izlenmektedir (ok). Plak proksimalinde ayrıca darlığa yol açmayan eksantrik yerleşimli kalsifik bir plak da görülmektedir (☆)



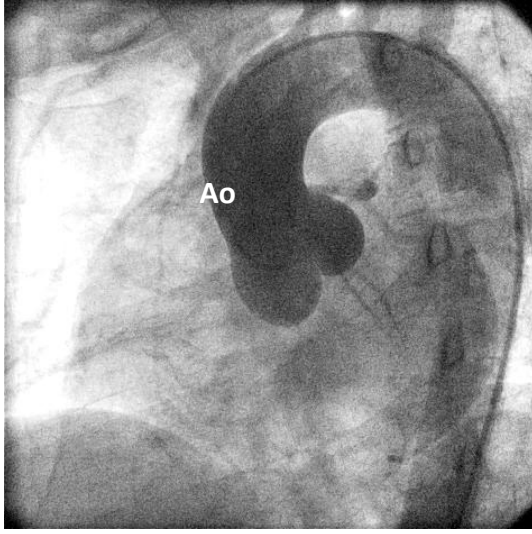
(a)



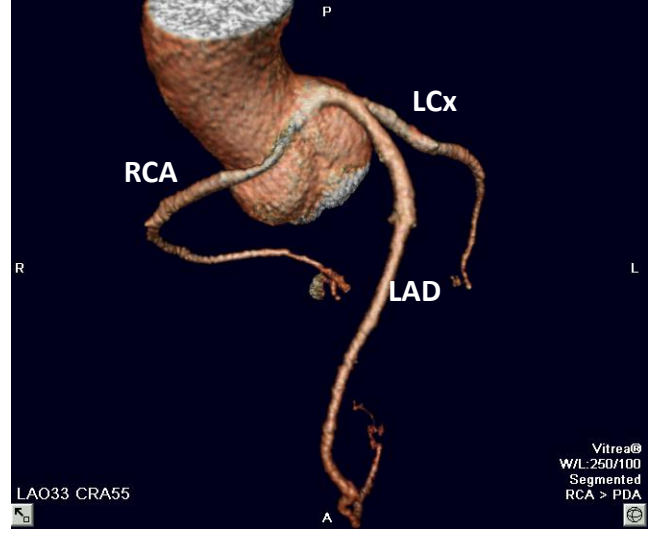
(b)

**Olgu 5** : 49 yaşında erkek hasta. LAD orta kesiminde myokard içine girip bridging gösteren bir segment izlenmektedir. Curved MPR görüntülerde bridging yapan segment (ok) gösterilmiştir (a,b).

Ayrıca LAD proksimal kesiminde egzantrik yerleşimli hafif darlığa yol açan kalsifik plak mevcuttur (☆ )



(a)



(b)



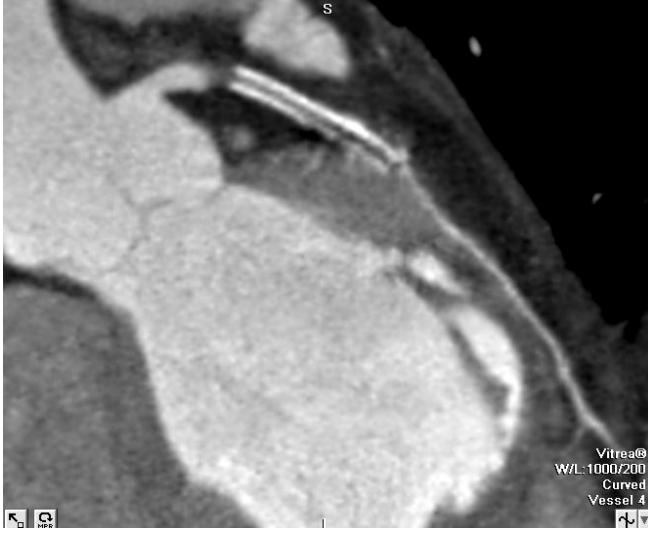
(c)



(d)

**Olgu 6** : 34 yaşında bayan hasta. Göğüs ağrısı şikayetleri nedeniyle yapılan kateter anjiyografisinde RCA kateterize edilememesi ve yapılan aortografide(a) de RCA vizualize edilememesi nedeniyle çekilen BT anjiyografide RCA nın sol aortik sinüsten çıkış göstermekte olduğu ve daha sonra aort ile pulmoner arter arasından geçerek bu seviyede zayıf kalibrasyon gösterdiği, sonrasında da normal seyrine devam ettiği izlenmektedir. Kalp ve diğer yumuşak dokuların görüntüden çıkarıldığı VR 3 boyutlu görüntü (b) ve oblik MIP görüntüde (c) RCA nın sol aortik sinüsten LMCA hemen yanından çıkış göstererek sağa doğru seyrettiği izlenmektedir. Curved MPR görüntüde de (d) RCA nın başlangıç kesiminde aort ile pulmoner arter arası bölgede kalibrasyonundaki incelmeye gösterilmiştir.

Ao=Aorta P.A.= Pulmoner arter

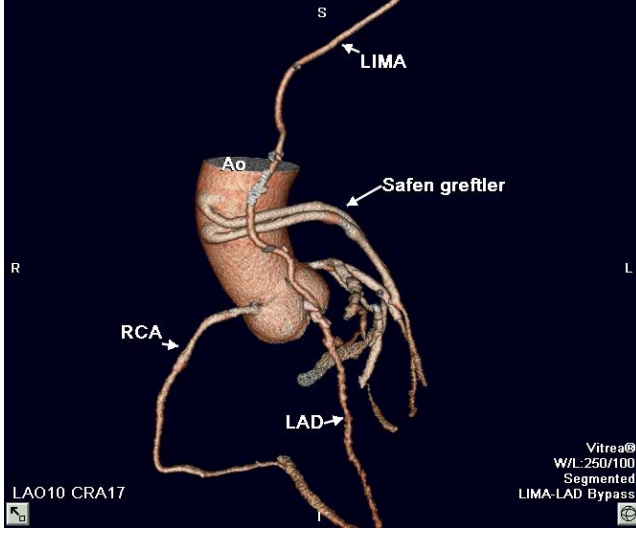


(a)



(b)

**Olgu 7** : 32 yaşında erkek hasta. 3 yıl önce LAD stent tedavisi yapılan hastada göğüs ağrısı şikayetinin devam etmesi üzerine yapılan koroner BT anjiyografide curved MPR görüntülerde (a,b) LAD deki stent proksimalinden başlayan ve stent içine uzanarak stentte tam oklüzyona neden olan yumuşak plak izlenmektedir. Stent distalinde muhtemel kollaterallerle damar zayıf dolun göstermektedir.



(a)



(b)



(c)



(d)

**Olgu 8** : 69 yaşında erkek hasta. LIMA-LAD, Aort-OM1-OM2 safen bypass ve Intermediate arterde stentli olgu. Kalp ve yumuşak dokular çıkartılmış 3 boyutlu VR görüntüde natif damarlar ve bypass greftler (a) , Curved MPR da intermediate arterdeki stent (b) ve LIMA-LAD (c) ile Aort-OM1 ve OM2 dalları arasındaki safen bypass greftler(d) izlenmektedir. Bypass damarlar tüm seyirleri boyunca patent olarak izlenmekte olup intermediate arterdeki stent öncesinde kritik darlığa yol açan ve stent içine doğru da devam eden yumuşak plak izlenmektedir (b)

Ao : Aort. IM : Intermediate arter. LIMA : Sol Internal mammarian arter.