



**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**KORONER ARTER PATOLOJİSİ DÜŞÜNÜLEN
OLGULARIN MULTİDEDEKTÖR BİLGİSAYARLI
TOMOGRAFİK ANJİOGRAFİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Ali Harman

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Mehmet Coşkun

ANKARA- 2004

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**KORONER ARTER PATOLOJİSİ DÜŞÜNÜLEN
OLGULARIN MULTİDEDEKTÖR BİLGİSAYARLI
TOMOGRAFİK ANJİOGRAFİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Ali Harman

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Mehmet Coşkun

ANKARA- 2004

Başkent Üniversitesi Rektörü

Prof. Dr. Mehmet HABERAL'a

Başkent Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı

Prof. Dr. Emin Alp NİRON'a

Tez Danışmanım

Doç. Dr. Mehmet COŞKUN'a

Prof. Dr. Muhteşem AĞILDERE'ye

Doç. Dr. Fatih BOYVAT'a

Doç. Dr. İclal IŞIKLAR'a

Doç. Dr. Cüneyt AYTEKİN'e

Yrd. Doç. Dr. N. Çağla TARHAN'a

Yrd. Doç. Dr. Nihal Uslu TUTAR'a

Yrd. Doç. Dr. Mehmet TEKŞAM'a

Uzman doktor ve araştırma görevlilerine

Radyoloji teknisyenlerine

Radyoloji bölümünün diğer çalışanlarına

Başkent Üniversitesi Kardiyoloji Anabilim Dalı'na teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

<u>Konu Başlığı</u>	<u>Sayfa Numarası</u>
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Koroner Arterler	3
2.2. Koroner Venler	10
2.3. Koroner Arter Anomalileri	11
2.4. Ateroskleroz	13
2.5. Koroner Arterlerin Görüntülenmesi	18
2.6. Bilgisayarlı Tomografi	24
2.6.1. Tarihçesi	24
2.6.2. Spiral (Helikal) BT	27
2.6.3. Multidedektör BT	30
2.6.4. Kardiyak Görüntülemeye BT	32
2.6.5. Kardiyak BT İncelemede Kullanılan EKG	37
Senkronize Rekonstrüksiyon Yöntemleri	
2.6.6. Multidedektör BT Cihazında İmajların	39
İşlenmesi ve Verilerin Değerlendirilmesi	
3. GEREÇ VE YÖNTEM	44
4. BULGULAR	51
5. TARTIŞMA	77
6. SONUÇ	88
7. KAYNAKLAR	89

Resimler Dizini	Sayfa
Resim 1: Kalbin önden (A) ve arkadan (B) görünüşü	5
Resim 2: Kalbin beslenme şekilleri; (A) dengeli, (B) sol dominant, (C) sağ dominant.	8
Resim 3: Kalbin beslenmesinde koroner arterlerin dağılımı, multidedektör BT görüntüleri (A,B,C)	9
Resim 4: Kalbin venleri	10
Resim 5: Koroner arter anomalileri	13
Resim 6: Ateroskleroz gelişiminde zedelenmeye yanıt teorisinin mekanizması	17
Resim 7: Hematoksilen- eozin ile boyanmış aterosklerotik damar kesitleri erken evre (A) ileri evre (B)	17
Resim 8: SolKA, konvansiyonel anjiyografi (sağ anterior oblik projeksiyon)	20
Resim 9: SolKA, konvansiyonel anjiyografi (sol anterior oblik projeksiyon)	20
Resim 10: SağKA, konvansiyonel anjiyografi (sol anterior oblik projeksiyon)	20
Resim 11: Normal ve stenotik koroner arter segmentlerinin aksiyel planda intravasküler USG görüntüleri	22
Resim 12: 1. Jenerasyon BT cihazlarında tüp ve dedektör çalışma prensibi	25
Resim 13: 2. Jenerasyon BT cihazlarında tüp ve dedektör çalışma prensibi	26
Resim 14: 3. Jenerasyon BT cihazlarında tüp ve dedektör çalışma prensibi	26
Resim 15: 4. Jenerasyon BT cihazlarında çalışma prensibi	27
Resim 16: Prospektif EKG tetikleme ve retrospektif EKG “gating	38

Resim 17: SADA orijininde stenoz; (A) VRT, (B) MIP, (C) Konvansiyonel anjiografi görüntüleri	43
Resim 18: SağKA ve dalları	47
Resim 19: SADA ve dalları	48
Resim 20: SSA ve dalları	48
Resim 21-29: Olgu resimleri	69-76

Tablolar Dizini	Sayfa
Tablo 1. Koroner Arter Hastalığının Nedenleri	2
Tablo 2. Koroner Arter Hastalığı Risk Faktörleri	14
Tablo 3. Fibröz Plak Komplikasyonları	15
Tablo 4. Konvansiyonel Koroner Anjiyografi Komplikasyonları	19
Tablo 5. Kardiyak BT İnceleme Öncesi Kullanımı Sakıncalı Olan İlaçlar	34
Tablo 6. Beta-Blokörler İle Premedikasyon İçin Kontraendikasyon Oluşturan Durumlar	34
Tablo 7. Yüksek Konsantrasyonda İyot İçeren Kontrast Maddelerin Avantajları	35
Tablo 8. MDBT Protokolü	46
Tablo 9. Majör Koroner Arterlerin Segmenter Klasifikasyonu (AHA 1975)	47
Tablo 10-22. Tüm Koroner Arter Segmentlerinde MDBT ve Konvansiyonel Anjiyografi Sonuçları	53-60
Tablo 23. Koroner Arter Segmentlerinde Stenoz Evresinin Saptanmasında MDBT Koroner Anjiyografi Doğruluk Oranları	61
Tablo 24-36. Tüm Koroner Arter Segmentlerinde Kalp Hızının MDBT Koroner Anjiyografiye Etkisi	62-68
Tablo 37. Koroner Arter Stenozları Üzerine Yapılmış Çalışmalar	82

1. GİRİŞ VE AMAÇ

20. yüzyılın başından beri kalp hastalıkları, endüstrileşmiş toplumlarda en sık ölüm nedeni olarak belirlenmiştir. Geçen on yılda Amerika Birleşik Devletleri'nde kardiyak kökenli ölümlerin sayısı sabitleşmekle birlikte yıllık ortalama 700.000 olarak rapor edilmiştir . Koroner arter hastalığının bu ölümlerin %60'ından sorumlu olduğu belirlenmiştir (1).

Ateroskleroz koroner arter hastalığının en sık nedeni olarak karşımıza çıkmaktadır (Tablo 1). Gelişmiş batı ülkelerinde bütün ölümlerin en az yarısı koroner arter hastalıkları nedeniyle olmaktadır. 1998 yılında Avrupa'da koroner arter hastalığına bağlı 600.000 ölüm rapor edilmiştir. Bu ölümlerin yaklaşık % 50'si klinik belirti olmaksızın gerçekleşmiştir (1). Avustralya'da her 2,4 ölümden 1'inin (%41) koroner arter hastalığına bağlı olduğu belirtilmiştir. (2).

Tedavi kararı ve kişisel prognozun belirlenmesi, myokardiyumun fonksiyonu ve canlılığı ile koroner arterlerin durumuna ilişkin güvenilir değerlendirmelere bağlıdır. Myokard fonksiyonu ve canlılık rutin olarak ekokardiyografi ve nükleer tıp teknikleri yoluyla değerlendirilmektedir. Koroner arter morfolojisinin değerlendirilmesinde, koroner arter darlıklarının lokalizasyonu ve şiddetinin belirlenmesinde, konvansiyonel koroner anjiyografi altın standart görüntüleme yöntemidir. Konvansiyonel koroner anjiyografide verilen kontrast maddenin dağılımı incelenerek myokard fonksiyonu değerlendirilebilmekte, hemodinamik olarak basınç ölçümleri yapılabilmektedir. Balon anjioplasti ve stent implantasyonu gibi girişimsel tedavi yaklaşımları ile kombine edilebilmesi konvansiyonel koroner anjiyografinin diğer avantajlarıdır (3).

Amerika Birleşik Devletleri'nde her yıl ortalama 1,2 milyon kişiye tanısal amaçlı konvansiyonel koroner anjiyografi yapılmaktadır (3). 1995 yılında tüm Avrupa'da bir milyonun üzerinde tanısal amaçlı konvansiyonel koroner anjiyografi işlemi yapılmıştır (4). Sadece Almanya'da 1995-2000 yılları arasında anjiyografik işlemlerin sayısında %45 oranında artış izlenmiştir (5).

Kateterizasyon tekniklerinin gelişmesi ve kullanılan kontrast maddelere toleransın sürekli artmasına rağmen, konvansiyonel koroner anjiyografi riskleri,

komplasyonları (%0,15 mortalite, %1,5 morbidite) ve yüksek maliyeti olan, hospitalizasyon ihtiyaçı doğuran invaziv bir tanı yöntemidir (6-7).

Son yıllarda konvansiyonel koroner anjiografiye alternatif olarak multidedektör spiral bilgisayarlı tomografi (MDBT), magnetik rezonans görüntüleme, elektron beam bilgisayarlı tomografi gibi düşük riskli, invaziv olmayan tanı yöntemleri üzerinde çalışılmaya başlanmıştır.

Bu çalışmada amaç; koroner arter hastalığı şüphesi nedeniyle ilk kez konvansiyonel anjiografi planlanmış olgularda, koroner arter hastalığı ekartasyonunda ve mevcut plakların oluşturduğu stenoz derecesinin saptanmasında, MDBT koroner anjiografinin teknik potansiyelinin ve doğruluk oranının saptanmasıdır.

Tablo 1. Koroner Arter Hastalığının Nedenleri *

- **Ateroskleroz** (%99)
- **Arteritler:** Sistemik lupus eritematozus, poliarteritis nodosa, romatoid artrit, ankilozan spondilit, sifiliz, Takayasu hastalığı
- **Embolizm:** İnfektif endokardit, sol atriyal-ventriküler trombüs, sol atriyal-ventriküler tümör, prostetik kapak trombüsü, kalp kateterizasyon komplasyonu
- **Koroner mural kalınlaşma:** Amiloidoz, radyasyon tedavisi, Hurler hastalığı, psödoksantoma elastikum
- **Koroner lümen daralmasının diğer sebepleri:** Koroner spazm, aort diseksiyonu
- **Konjenital koroner arter hastalığı:** Arteriovenöz fistüller, koroner arter çıkış anomalileri

(* Prof. Dr. Hasan Gök, “Klinik Kardioloji” (2002, Nobel Tıp Kitapevleri) adlı kitabından alınmıştır.)

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Koroner Arterler

Epikardiyal arterler şeklinde tanımlanan majör koroner arterler kendilerine ait sulkuslar içerisinde kalbin dış yüzünde seyrederek (Resim 1). Aorta ile bağlantıları aortik kapakçıkların hemen üstündedir. Aortik kapakçıklar isimlerini koroner arterlerle ilişkilerine göre alırlar. Sol koroner arter (SolKA) lateral veya sol koroner kapakçığın üzerinden, sağ koroner arter (SağKA) anterior veya sağ koroner kapakçığın üzerinden kaynaklanır. Üçüncü kapakçık posteriorda lokalizedir ve nonkoroner kapakçık olarak adlandırılır. Valsalva sinüsleri her kapakçığın arkasında aortik duvarda bir kese şeklinde uzanır. Bu sinüsler kapakçıklarla ostiumların kapanmasını önleyerek ve açılışlar çevresinde kanı havuzlaştırarak koroner arterlere olan kan akışını artırırlar. Koroner arterler interventriküler septum ve atriyoventriküler kapak düzlemi olmak üzere iki doğrusal planda uzanırlar (8).

Koroner arterler orta büyüklükte musküler arterlerdir. Duvarları çeşitli kalınlıkta üç ayrı tabakadan oluşur.

İntima; damarın en iç yüzünü döşeyen tabakadır. İntimanın düzgün, trombüse dirençli luminal yüzeyi tek katlı endotelyal hücreleri kapsar. Endotelyal tabaka arteriyel damar duvarı ile kan akımı arasında yarı geçirgen bariyer görevi görür. Arteriyel vazodilatasyon ve vazokonstriksiyona neden olan potansiyel maddeleri üretmesi nedeniyle endotel tabakası metabolik olarak aktiftir. Bu ve diğer aktiviteleri nedeniyle endotel damar fonksiyonlarını sağlamada majör role sahiptir. İnternal elastik lamina, intimanın dış sınırını oluşturur. İntima ve media arasında hücre hareketine izin veren çok sayıda küçük pencereci elastik lifler içeren matriksten oluşur (8).

Media; normal koroner damarlarda en kalın kısımdır. Esas olarak kollajen, elastin ve proteoglikanlardan ibaret bir matriks içerisinde düz kas hücrelerinden meydana gelir. İnternal ve eksternal elastik lamina, mediyı intima ve en dış tabaka olan adventisyadan ayırır. Fonksiyonu damar duvarında kontraksiyon ve dilatasyon meydana getirerek kan akımının düzenlenmesini sağlamaktır (8).

Adventisya; kollajen lif bantları, elastik lifler, çok sayıda fibroblastlar ve az sayıda düz kas hücresi içerir. Adventisya kan ihtiyacını vazo vazorumlardan sağlar. Sinir lifleri ve lenfatikler de bu tabakada yer alır (8).

Koroner arterlere olan kan akım oranı myokard ihtiyacına göre belirlenir. Myokardın oksijen tüketiminde majör belirleyiciler kalp hızı, ventrikül duvar gerilimi ve kontraktilitedir. Koroner kan akımı myokardın oksijen ihtiyacına göre artar ya da azalır. Çünkü kalp kası istirahat halinde gelen kan akımındaki bütün oksijeni harcar. Oksijen gereksinimi arttığında bu yalnızca artan koroner kan akımı ile sağlanır. Myokardın artmış oksijen ihtiyacına göre koroner vasküleritenin düzenlenme yeteneğine otonom regülasyon denir. Koroner kan akışı daha az oranda otonom sinir sistemi stimülasyonu, dolaşan katekolaminler ve farmakolojik ajanlardan etkilenir (8).

Total koroner kan akımı kalp kasının gevşemesi sırasında en fazladır ve sol ventrikül kontraksiyonu sırasında aniden azalır. Daha küçük intramural koroner arterler, ventrikül kontraksiyonu boyunca özellikle en iç tabakadaki kan akışının azalması nedeniyle baskılanırken; subepikardiyal tabaka kasılma esnasında yeterli perfüze olur. Musküler myokard tabakasının kanlanma derecesi diğer tabakalarla karşılaştırıldığında ventrikül kontraksiyonu sırasında orta derecede azalır (8).

Sol Koroner Arter (SolKA)

Sol aortik sinüsün süperior kesiminden, aortanın sinotübüler kenarının hemen inferiorundan orijin alır. Çapı 4-5 mm, uzunluğu 0-10 mm'dir. Sağ ventrikül çıkış yolunun posteriorunda seyrederek; SADA (sol anterior desendan arter) ve SSA (sol sirkumfleks arter) dallarına ayrılır. SolKA, konvansiyonel koroner anjiyografide en iyi 0-20 derece kaudal açılı anteroposterior projeksiyonda görülür (9).

Toplumun %37'sinde SolKA; SADA, SSA ve ramus intermedius olarak üç dala ayrılır. Ramus intermedius SADA ve SSA arasında yer alır. Bu dal anterior ya da posterior seyrine göre diagonal ya da obtuse marjinal dallardan birinin analogu olarak değerlendirilir (9).

SADA (Sol Anterior Desendan Arter): Anterior interventriküler olukta epikardiyal yüzey boyunca kalp apeksine doğru seyrederek (Resim 2). Çapı 3,5- 4,1 mm'dir. Konvansiyonel koroner anjiyografide sağ anterior oblik projeksiyonda kalbin anterior yüzünde, sol anterior oblik projeksiyonda sağ ve sol ventriküller arasında orta hatta inferiora doğru izlenir. Majör dalları septal ve diagonal dallarıdır.

Septal dallar SADA'den yaklaşık 90 derecelik bir açıyla ayrılır. İnterventriküler septumda seyreden septal dalların sayıları çapları ve dağılımları farklılıklar gösterebilir. Bazı kişilerde vertikal oryantasyon gösteren geniş bir septal dal vardır ve septum boyunca küçük sekonder dallara ayrılır. Bazı kişilerde ise daha horizontal oryantasyon gösteren SADA'ya paralel, myokard içerisine seyreden geniş bir septal dal göze çarpar. Bazen de hemen hemen eşit çapta birkaç adet septal dal izlenir. Septal dallar sağ koroner arterin (SağKA) PDA (posterior desendan arter) dalından gelen benzer septal dallar ile bağlantı kurarlar ve potansiyel kollateral kanalları oluştururlar. Bu yüzden interventriküler septum kalbin en fazla kanlanan bölgesidir (9).

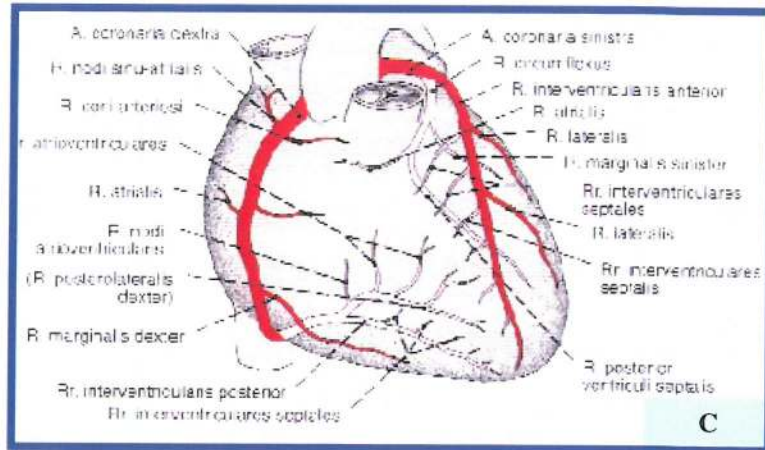
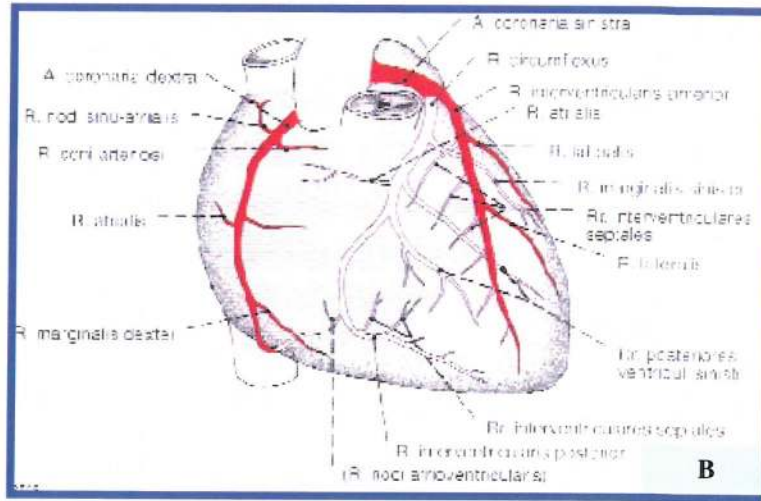
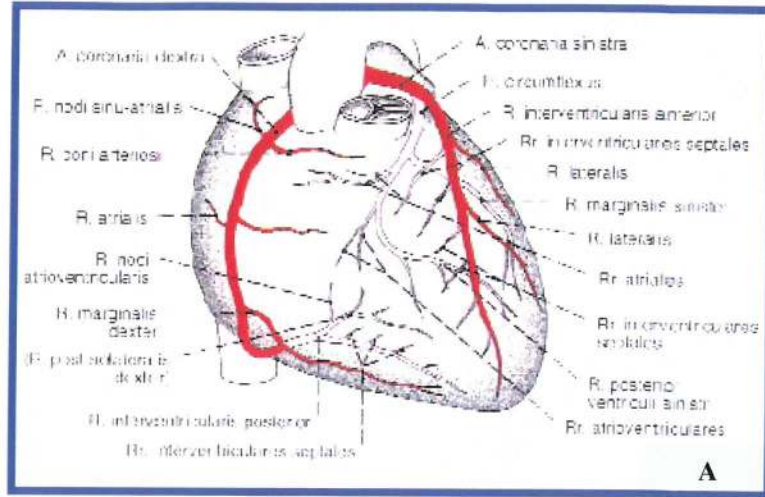
Diagonal dallar kalbin anterolateral yüzünde seyrederek. Hemen hemen tüm kişilerde anterior interventriküler olukta seyreden tek bir SADA izlenmekle birlikte; diagonal dalların sayı ve boyutları çeşitlilik göstermektedir. Toplumun %90'ında bir ile üç arasında diagonal dal izlenir. Hiç diagonal dal

görüntülenememesi durumunda ateroskleroza sekonder tam okluzyon düşünülmelidir. Diagonal dalların orijini en iyi 50-60 derece sol anterior oblik ya da 20-40 derece kranial açılı planlarda değerlendirilir (9).

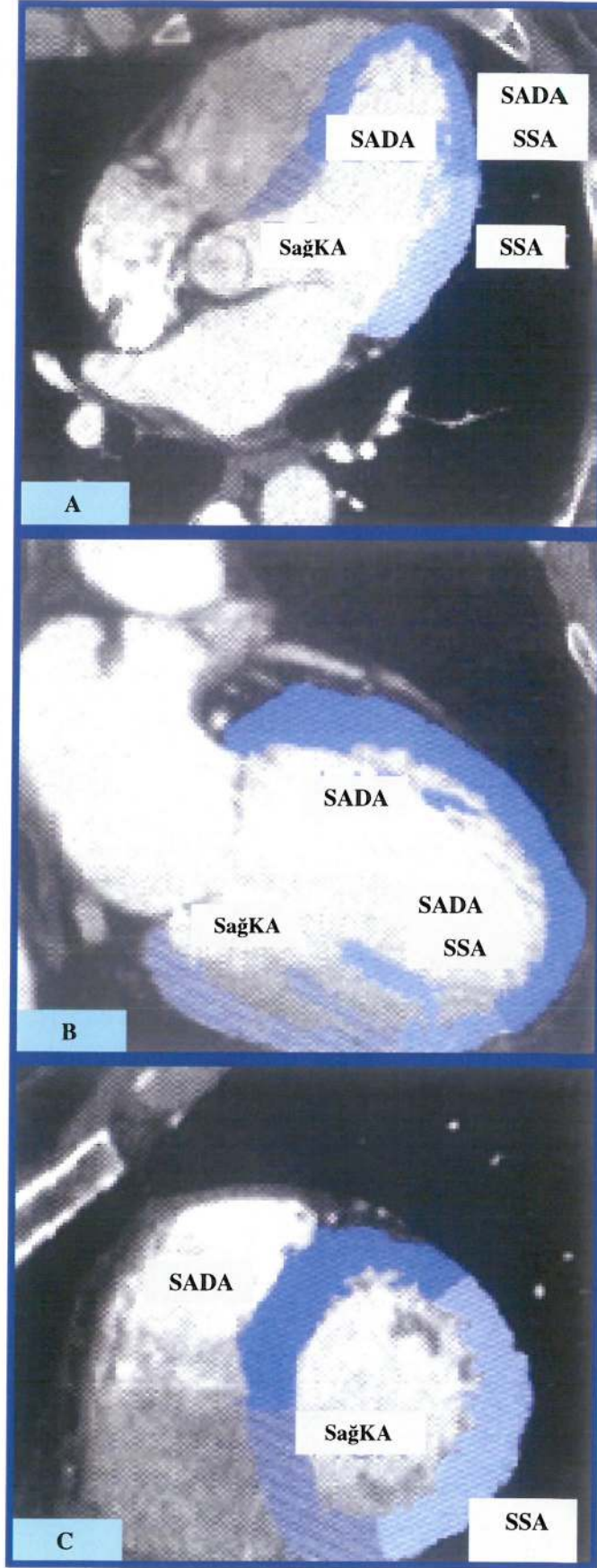
SSA (Sol Sirkumfleks Arter): SolKA'den orijin aldıktan sonra posterior atrioventriküler olukta ilerleyip inferiora doğru interventriküler olukta seyreder (Resim 2). Toplumun %15'inde dominant olup distal dalları sol posterior desendan arteri oluşturur. Atrioventriküler olukta inferiora doğru seyrederken bir ile üç arasında "obtuse marjinal" (OM) dallarını verir. OM dalları sol ventrikülün serbest lateral duvarını besler (Resim 3). OM dallarını verdikten sonra SSA distalde ince kalibrasyonlu seyreder. SSA proksimal ve orta kesimleri ile OM dalları; en iyi sol anterior oblik kaudal ve sağ anterior oblik kaudal projeksiyonlarda değerlendirilir. Anteroposterior kaudal projeksiyonlarda OM dalların orijinleri gösterilir. Toplumun %40-45'inde sinüs nodu arteri SSA'den orijin alır. SSA ayrıca bir ya da iki adet sol atrium lateral ve posterior kesimlerini besleyen sol atriyal sirkumfleks dallarını verir (9).

SağKA (Sağ Koroner Arter)

Aort kökünde sağ koroner valsalva sinüsünden çıkar, sağ atrioventriküler oluk çevresinden sol ventrikül posterior duvarına doğru seyreder (Resim 2). Atrioventriküler olukta ilerlerken konus arter dalı, sinüs nodu arteri ve akut marjinal dallara ayrılır. Konus arter dalı sağ ventrikül çıkış yolundan SADA'e doğru seyreder ve SADA tıkanırsa kollateral kan akışını sağlar. Sinüs nod arteri sağ atriyumun ve toplumun %50-60'ında sinüs nodunu besler. Akut marjinal dallar ise sağ ventrikülü kanlandırır. SağKA atrioventriküler oluktan kalbin posterioruna döndükten sonra toplumun %85-90'ında posterior desendan arteri (PDA) verir ve dominant arter olarak adlandırılır (Resim 2). PDA posterior interventriküler septum ve sol ventrikül diafragmatik kısmını kanlandırır (Resim 3). PDA dalını verdikten sonra SağKA, tek veya çok sayıda posterior ventriküler dal şeklinde sonlanır. Bu dallar sol ventrikül inferior yüzünü kanlandırır. Atrioventriküler nod arteri sıklıkla SağKA'in distal kısmından kaynaklanarak atrioventriküler demeti kanlandırır (Resim 2) (9).



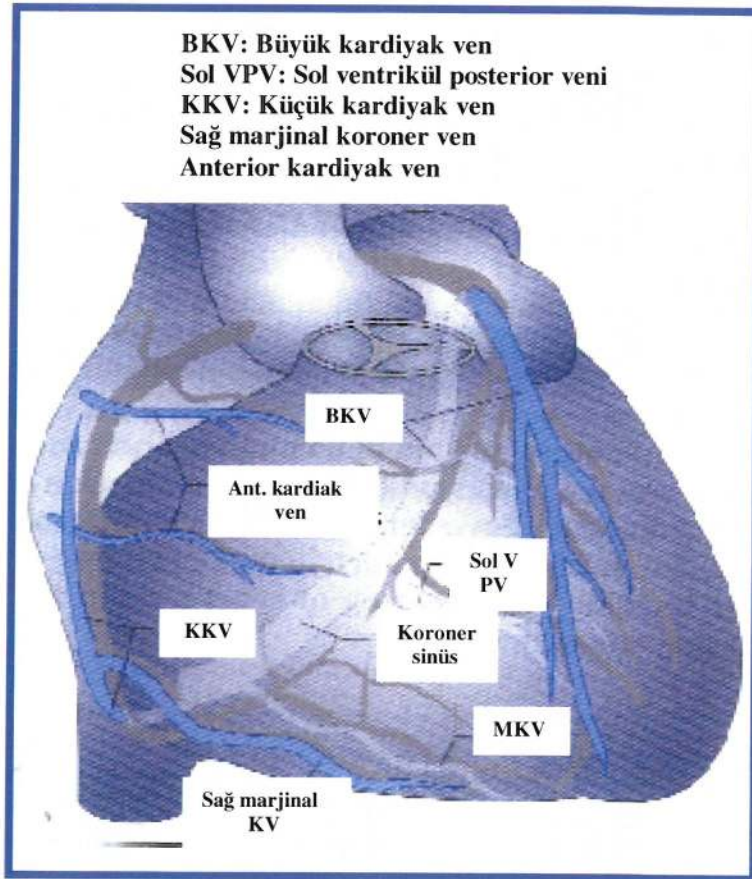
Resim 2: Posterior interventriküler dallar SağKA'den orijin almakta (dengeli) (A); Posterior interventriküler dallar SSA' den orijin almakta (sol dominant) (B); Ventriküllerin posterior kesimleri SağKA dallarıyla beslenmekte (sağ dominant).(C).



Resim 3: Kalbin beslenmesinde koroner arterlerin dağılımı, multidedektör BT görüntüleri (A,B,C)

2.2. Koroner Venler

Koroner venler arterlere paralel seyrederek diaframın 2-3 cm yukarısında küçük bir valfle inferior vena kavaya dökülen koroner sinüse açılırlar (Resim 4). Koroner sinüs çapı 5-10 mm arasında değişir. Sol atriyovenriküler oyukta kalbin posterior yüzünde lokalizedir. Sağ koroner ven sağ interventriküler olukta seyrederek, posterior desendan artere paralel seyreden, posterior interventriküler ven (orta kardiyak ven) ile koroner sinüse açılır. Sol anterior interventriküler ven SADA'e paralel seyrederek ve sol koroner vene (büyük kardiyak ven) dökülür. Sol koroner ven de sol interventriküler olukta seyrederek sol ventrikülün posterior veni ile koroner sinüse dökülür. Anterior kardiyak venler sağ ventrikül boyunca seyredip direkt sağ atriyuma dökülürler. Aberan ya da aksesuar süperior vena kava sol koroner ven vasıtasıyla koroner sinüse açılır (9).



Resim 4: Kalbin venleri

2.3. Koroner Arter Anomalileri

A) Myokardiyal İskemiye Yol Açanlar

Fistül: En sık anomalidir. Hastaların yarısında asemptomatik seyrettiği gibi diğer yarısında konjestif kalp yetmezliği, infektif endokardit, myokardiyal iskemi, rüptür ya da anevrizmaya neden olabilir. %50 olguda sağ koroner arter ya da dallarından köken alır. Diğer olgularda SADA ya da SSA'den orijin aldığı gibi multipl orijin de izlenebilir. Drenaj sağ ventriküle (%41), sağ atriya (%26), pulmoner artere (%17), sol ventriküle (%3) ya da süperior vena kavaya (%1) olabilir. %90 olguda soldan sağa şant izlenir ve konvansiyonel koroner anjiyografi en iyi tanı yöntemidir (9).

Pulmoner Arter Orijinli Sol Koroner Arter: Birçok olguda hayatın ilk 4 ayı içerisinde konjestif kalp yetmezliği ya da myokardiyal iskemi gelişir. Hastaların %25'i yetişkindir. Bu olgularda mitral yetmezlik, anjina ya da konjestif kalp yetmezliği izlenmektedir. Aortografide tipik olarak genişlemiş sağ koroner arter ile sol aortik sinüste sol koroner ostiyumun yokluğu dikkati çeker. Geç fazlarda SağKA'nın dallarından kollateraller ile doluş gösteren patülöz SADA ve SSA arterler izlenir. Daha geç fazlarda SADA ve SSA'den retrograd doluş gösteren sol ana koroner arter ve ana pulmoner arterdeki orijini değerlendirilebilir. Nadiren ana pulmoner arter orijinli sağ koroner arter de görülebilmektedir (Resim 5) (9).

Konjenital Koroner Arter Stenoza ya da Atrezisi: İzole olabildiği gibi kalsifik koroner skleroz, supralavuler aortik stenoza, homosistinüri, Friedreich ataksisi, Hurler sendromu, progeria, ve rubella gibi hastalıklarda da izlenebilmektedir. Atretik damar kontralateral taraftaki kollateraller vasıtasıyla doluş gösterir (9).

Kontralateral Sinüslerden Orijin Alan Koroner Arterler: SolKA'nın SağKA proksimal kesiminden ya da sağ aortik sinüsten orijin aldığı ve aorta ile sağ ventrikül çıkış yolu arasında seyir gösterdiği bu anomali gençlerde hafif egzersiz sonrası ani ölüme yol açabilir. Aberan arterin stenoza yol açacak şekilde akut açılı, incelmış ostiyumlu olması ile koroner arterin seyri sırasında aort ve pulmoner arter arasında sıkışması ani ölümün nedenleri arasındadır (Resim 5) (9).

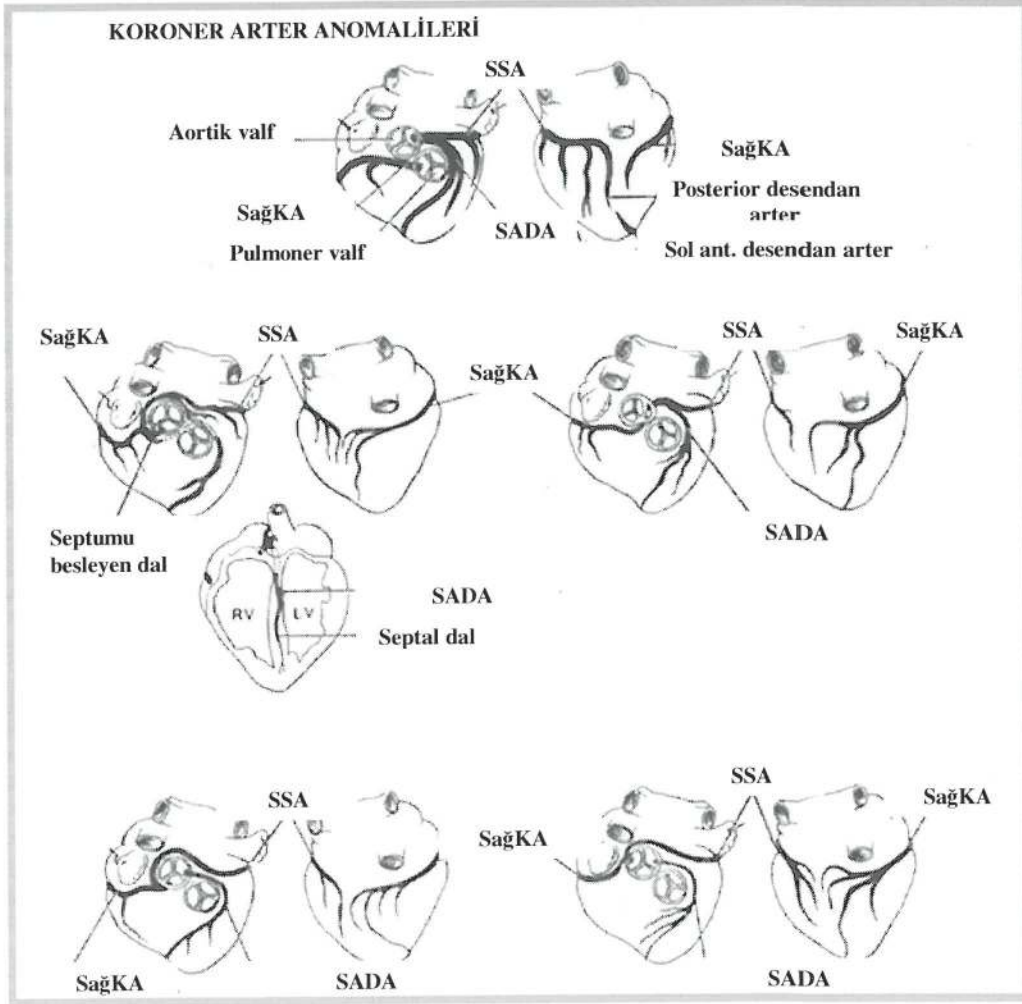
Tek Koroner Arter: Bu anomalinin birçok varyantı olmakla birlikte tek koroner arterin aort ve sağ ventrikül çıkış yolu arasında seyir gösterdiği durumlarda semptomlar ortaya çıkmaktadır (Resim 5) (9).

B) Myokardiyal İskemiye Yol Açmayanlar

Sağ Aortik Sinüs Orijinli SSA: İskemiye yol açmayan en sık anomalidir. SSA sağ koroner arterin posteriorundan çıkarak aortanın inferior ve posterioruna doğru sol atriyoventriküler olukta seyreder (9).

Sağ ya da Sol Aortik Sinüs Orijinli Multipl Ostiyumlu Koroner Arterler: Tek koroner arter anomalisine benzemekle birlikte farklı olarak her üç koroner arterin ostiyumları ayrıdır (9).

Yüksek Orijinli Sağ Koroner Arter: Hemodinamik olarak önemsiz olmakla birlikte konvansiyonel koroner anjiyografide selektif kateterizasyon zor olabilir (9).



Resim 5: Koroner arter anomalileri

Üstte; SağKA pulmoner trunkusun sağ sinüsünden orijin almakta
 Ortada solda; aortadan orijin alan tek koroner arter (SağKA)
 Ortada sağda; her iki koroner arter sol aortik sinüsten orijin almakta
 Altta; SSA, SağKA'dan; SADA aortadan orijin almakta

2.4. Ateroskleroz

Ateroskleroz muskuler arterlerin yavaş seyreden progresif bir hastalığıdır. Arteriyel duvarın en iç tabakası yağ depozitleri ve fibröz dokuyla kalınlaşmıştır. En sık yerleştiği arterler koroner ve serebral arterler olup, myokard infarktüsü ve serebral infarktüs gibi komplikasyonlara sebep olabilir. Genetik ve çevresel etkenlerin kompleks etkileşimini gösteren epidemiyolojik bulgular hala spekülatiftir. Koroner arter hastalığı ile birlikte olduğu düşünülen birçok risk

faktörü belirlenmiş olsa da hastalığın sebebi bilinmemektedir. Koroner arter hastalığının gelişmesi için bu risk faktörleri mutlaka gerekli değildir ve risk faktörleri bulunmayan kişiler hastalığa karşı bağışık değildirler (Tablo 2) (8).

Tablo 2. Koroner Arter Hastalığı Risk Faktörleri *

Majör risk faktörleri

Sigara
Hipertansiyon
Serum kolesterol yüksekliği
HDL düşüklüğü
Diabetes mellitus

Kondisyonel risk faktörleri

Trigliserid yüksekliği
LDL yüksekliği
Lipoprotein A yüksekliği
Homosistein yüksekliği
Plazminojen aktivatör inhibitör-1 yüksekliği
Fibrinojen yüksekliği
C-reaktif protein yüksekliği

Predispozan risk faktörleri

Obezite
Fiziksel aktivite azlığı
Erkek cinsiyet
Ailede erken yaşta koroner arter hastalığı bulunması
Sosyal ve ekonomik faktörler
Psikolojik faktörler
İnsülin direnci.

(* Prof. Dr. Hasan Gök, “Klinik Kardioloji” (2002, Nobel Tıp Kitapevleri) adlı kitabından alınmıştır.)

Aterosklerozun öncü lezyonları yağ izleri (fatty streak) ve fibröz plaklardır.

Yağ İzleri: Aterosklerozun en erken görülen bulgusudur. Batı tipi diyetle beslenen çoğu kişilerde 20’li yaşlarda yağ izleri ortaya çıkmaktadır. İleri derecede yağ izleri arterin en iç tabakası üstünde sarı renkli bölgeler olarak görülür. Bunlar

1mm'den küçük çaplı nokta şekillerinden, 1-2 mm genişliğinde ve 1 cm kadar uzunluğunda lezyonlara kadar değişir. Yağ izleri mikroskopik olarak incelendiğinde, köpük görünümü veren intraselüler lipidlerle dolu geniş hücrelerin (köpük hücreleri) subendotelyal bölgeye toplanması ile karakterizedir. Bu lezyonlar klinik olarak önemsiz olsa da birçok araştırmacı özellikle koroner arterlerdeki bu lezyonların daha kötü fibröz plakların öncü lezyonları olduğuna inanır (9).

Fibröz Plak : Aterosklerozun en önemli patolojik lezyonu olmakla birlikte, hastalıkta görülen klinik bulguların da kaynağıdır. Fibröz plaklar makroskopik olarak soluk, gri ve kabarık lezyonlardır (Resim7). Mikroskopik olarak fibröz plaktaki değişikliklerin çoğu intimal tabakada meydana gelir. Burada monosit, lenfosit, köpük hücreleri ve konnektif doku toplanmıştır. Fibröz plakların majör klinik önemi luminal kan akımına engel olan veya damar duvarının bütünlüğünü bozan komplikasyonların oluşmasıdır (Tablo 3) (9).

Tablo 3: Fibröz Plak Komplikasyonları*

Komplikasyon		Sonuç
Kalsifikasyon	>>>	Damar sertliği
Trombüs oluşumu	>>>	Damar oklüzyonu, organik infarktüs, emboli
Plak hemorajisi	>>>	Trombüs gelişiminin uyarılması
Anevrizma	>>>	Rüptür, tromboembolizm

(* Prof. Dr. Hasan Gök, “Klinik Kardioloji” (2002, Nobel Tıp Kitapevleri) adlı kitabından alınmıştır.)

Ateroskleroz Patogenezi : Çeşitli teoriler ileri sürülmüştür.

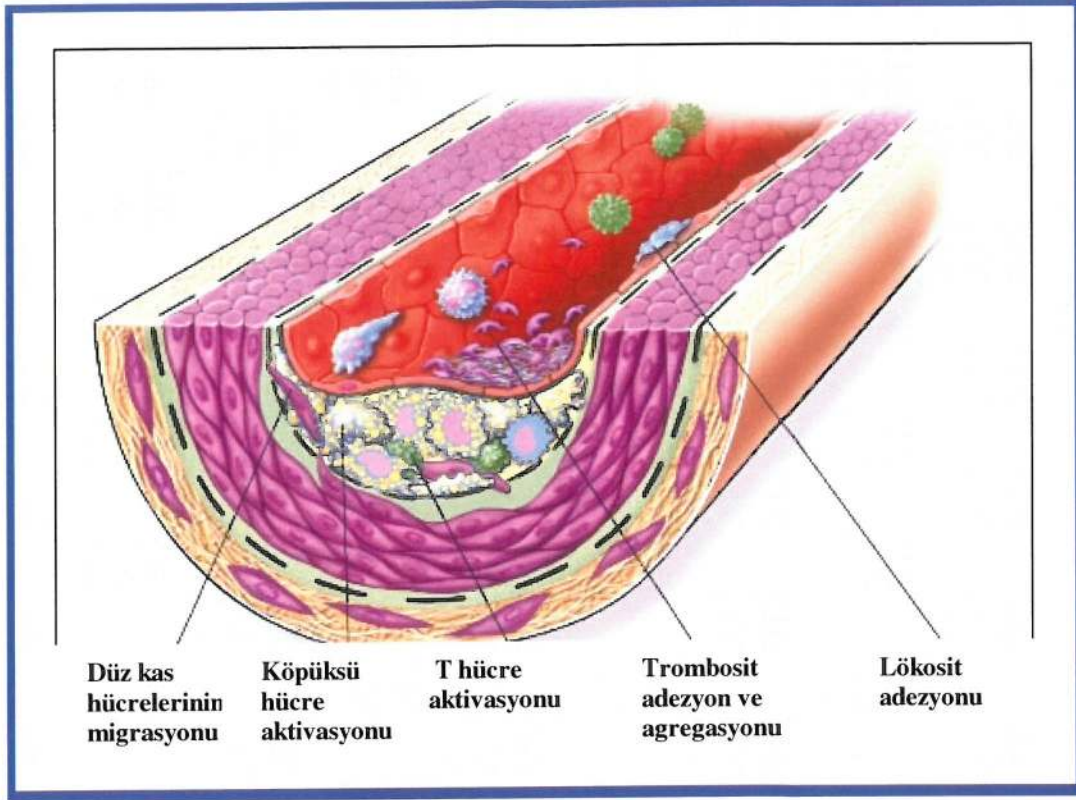
1. Lipid birikim teorisi: İntima tabakasına plazma proteinleri ve lipidlerin sızarak birikimleridir (10).

2. Trombojenik teori: Trombüslerin fibröz organizasyonları yoluyla plak gelişimidir. Bu hipotezler geniş katılım görmüştür. Ancak plakların geç dönemdeki gelişimlerini açıklamakla birlikte erken gelişim süreçlerini yeterli düzeyde tanımlayamamaktadır (10).

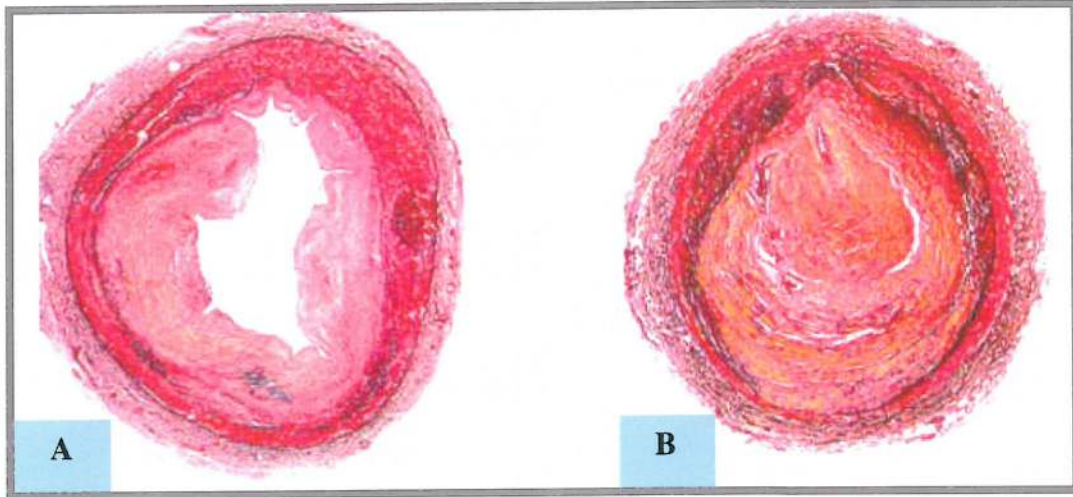
3. Zedelenmeye yanıt teorisi: Aterosklerotik lezyonların arteriyel endotelin zedelenmelerine yanıt olarak gelişen onarım reaksiyonu olduğunu söyler. Bu zedelenme ile monosit ve trombositlerin intima yüzeyine yapışmaları trombositlerden mitojenlerin (trombosit kaynaklı büyüme faktörü) salınımı, media tabakasındaki düz kas hücrelerinin mitojen uyarımı ile proliferasyonları, yapı değişimleri ve intimaya göç etmeleri, bu modifiye olmuş düz kas hücrelerinden bağ dokusu maddelerinin sentezi ve salınımı, intimal makrofajlar ve düz kas hücreleri içerisinde plazma ve lipid birikimi izlenir (Resim 6). Hiperkolesterolemi, endotoksinler, hemodinamik stresler, sigara, virüsler, endotel hücre yapısını, metabolizmasını, geçirgenliğini etkileyerek endotelial zedelenmeye yol açarlar (11,12,13).

Aterosklerotik Plakların Dağılımı: Kan akım hızının ve damar stresinin farklılaştığı bölgeler olan bifurkasyolar, dönüş bölgeleri ve dallanma noktalarında gelişirler (14).

Koroner arter hastalığı bulunan 14.000'in üzerinde otopsi materyalinin değerlendirildiği bir çalışmada hemodinamik değişikliklere yol açan tüm stenozların yaklaşık %66 'sının koroner arterlerin proksimal 1/3' lük kesiminde, %40 'nın ise bir ya da daha fazla koroner arterin orta 1/3'lük kesiminde, ancak %16'sının koroner arterlerin distal 1/3' lük kesiminde yerleşimli olduğu tespit edilmiştir. Koroner arterlerde aterosklerozun daha çok proksimal segmentlerde görülmesinin nedeni olarak bu segmentlerin sistolik basınç piklerine maruz kalması gösterilmiştir (15).



Resim 6: Ateroskleroz gelişiminde zedelenmeye yanıt teorisinin mekanizması



Resim 7: Hematoksilen- eozin ile boyanmış aterosklerotik damar kesitleri erken evre (A) ileri evre (B)

2.5. Koroner Arterlerin Görüntülenmesi

Konvansiyonel Koroner Anjiografi

Arter yoluyla koroner damarların selektif kateterize edilerek kontrast madde verilmesinin ardından sineanjiografik filmlerin elde olunduğu görüntüleme yöntemidir (Resim 8,9,10). Bu yöntemin pratiğe girmesi Andre Cournand ve Dickinson Richard'ın 1940 yılındaki çalışmalarıyla olmuştur. Otörler bu çalışmaları ile 1956 yılında Nobel ödülü almışlardır (8).

İşlem sırasında perkütan translüminal koroner anjioplasti, intrakoroner stent implantasyonu, rotasyon anjioplasti ya da intrakoroner lizis terapisi gibi farklı girişimsel terapotik yaklaşımların uygulanabilmesi sebebiyle vazgeçilemez bir görüntüleme yöntemidir (16).

Damar lümeninin çapı, varsa mevcut stenozun derecesi, yüksek çözünürlüklü görüntülenebilir; plak rüptürü, lüminal tromboz ve kalsifikasyon gösterilebilir. Lüminal yüzeydeki düzensizlik ile aterosklerotik hastalık tanısı konabilmekle birlikte damar duvarı görüntülenememekte, aterosklerotik plakların karakterizasyonu (lipidden zengin plaklar, fibröz plaklar, kalsifiye plaklar vs.) yetersiz olmaktadır. Damar duvarı direkt görüntülenemediği için, belirgin stenozun oluşmadığı erken dönemdeki aterosklerotik hastalık tanısı konamamaktadır. Stenoz derecesi normal referans segment ile oranlanarak tespit edildiğinden damarın diffüz olarak tutulduğu durumlarda lokal ileri derecedeki stenozlar olduğundan daha düşük ölçülebilir. Bazı aterosklerotik plaklar damar dışına doğru gelişme eğilimi göstererek lümende belirgin stenoz oluşturmazlar. Bu gibi durumlarda ciddi hastalık olmasına rağmen lüminal çap normal olarak değerlendirilebilir (16). Bunların ötesinde konvansiyonel koroner anjiografi invaziv görüntüleme yöntemidir. Tüm olguların yaklaşık %0,08'inde acil cerrahi müdahale gerektiren komplikasyonlar gelişebilmektedir (Tablo 4) (17).

Tablo 4. Konvansiyonel Koroner Anjiografi Komplikasyonları*

Ölüm (% 0,1 – 2,5)

Myokard enfarktüsü (% 0,05 – 0,17)

Serebrovasküler olaylar (% 0,07)

Vasküler giriş yeri komplikasyonları (% 0,5 – 0,6)

Aritmi ve iletim bozuklukları (% 0,4)

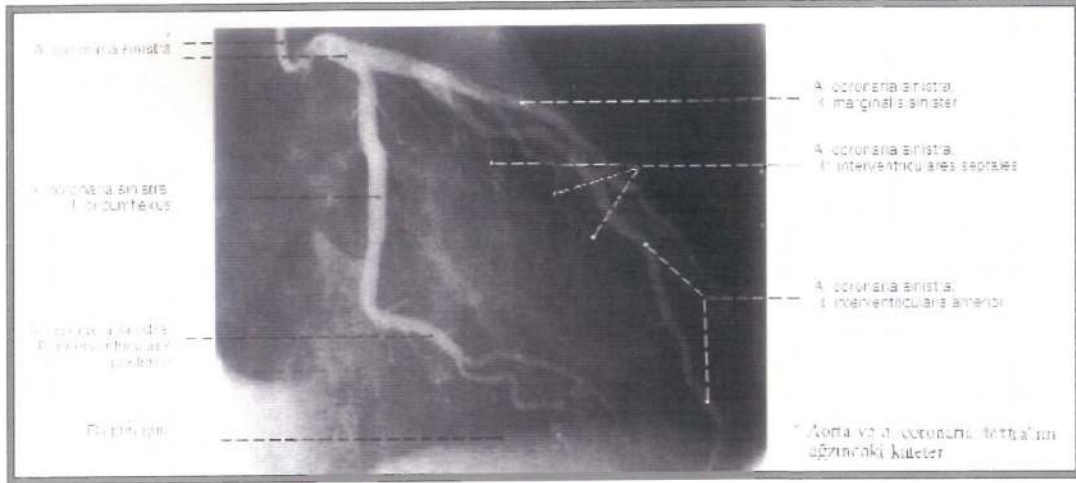
Kalp veya büyük damar perforasyonu (% < 0,1)

İnfeksiyon ve pirojenik reaksiyonlar (% 0,06 – 0,62)

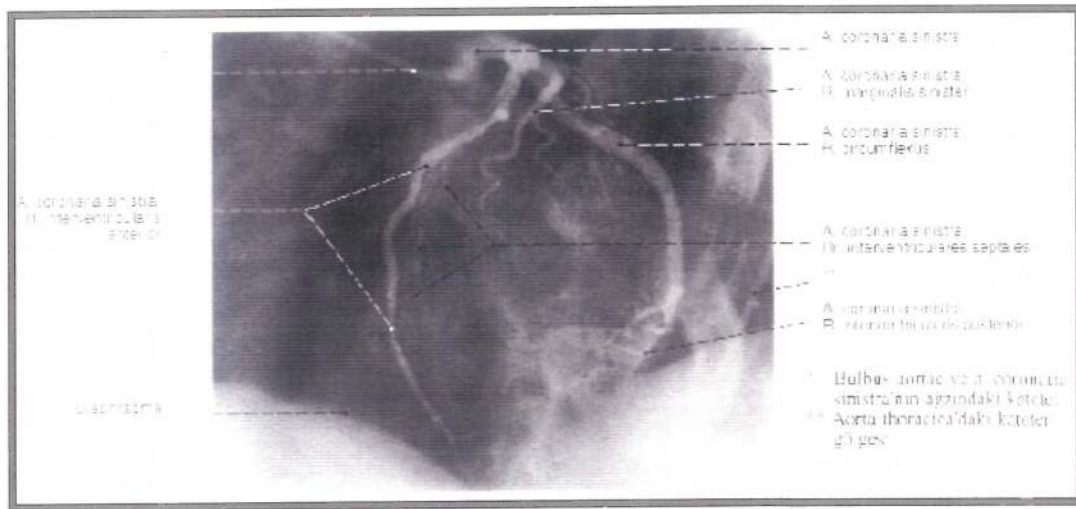
Alerjik ve anaflaktik reaksiyonlar (% 0,1)

Kontrast maddeye bağlı böbrek yetmezliği (% 5 – 26)

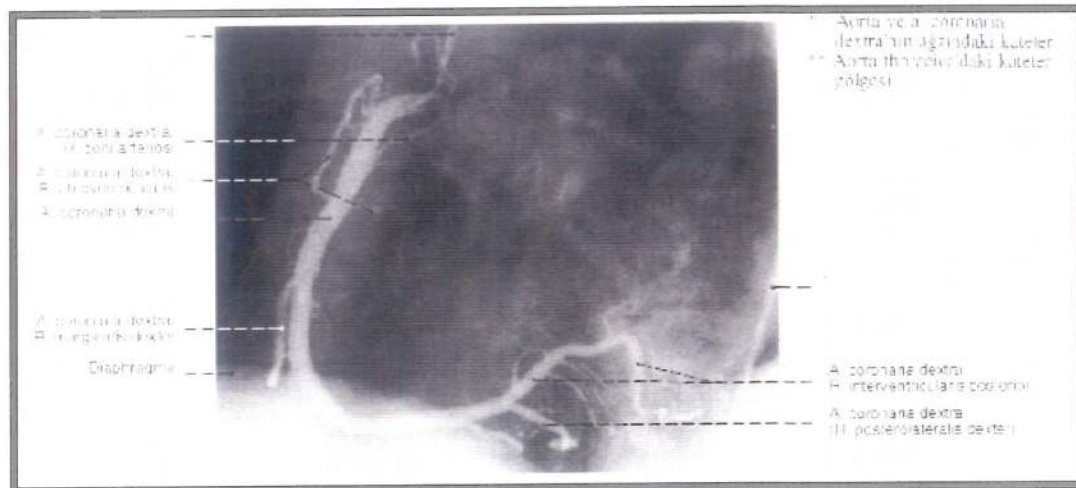
(*1996 Baim d, Grossman W: Kardiyak Kateterizasyon Komplikasyonları'ndan modifiye edilmiştir.)



Resim 8: SolKA, konvansiyonel anjiografi (sağ anterior oblik projeksiyon)



Resim 9: SolKA, konvansiyonel anjiografi (sol anterior oblik projeksiyon)



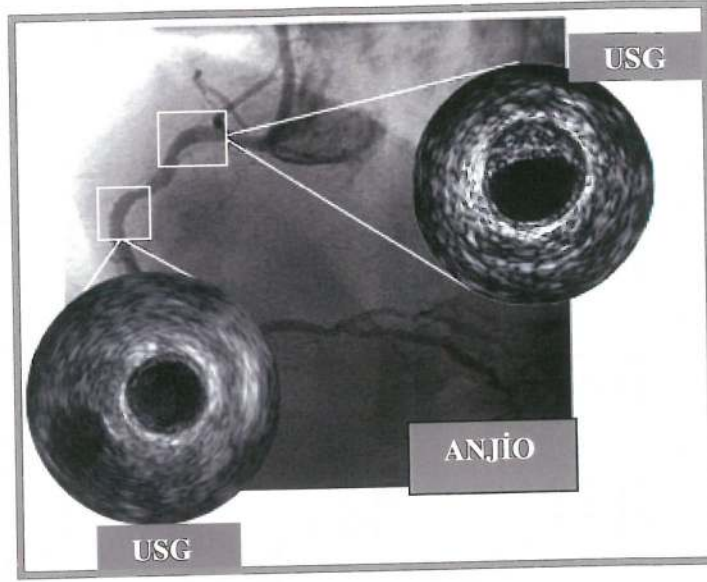
Resim 10: SağKA, konvansiyonel anjiografi (sol anterior oblik projeksiyon)

Ultrasonografi

Intravasküler ultrasonografik incelemede, esnek bir kateterin distal ucuna yerleştirilmiş minyatür bir prob kullanır. Damarın aksiyel planda kesitleri alınarak damar duvar yapısı, ateroskleroz varlığı incelenebildiği gibi perkütan girişimler de yapılabilir (Resim 11). İnvaziv bir yöntem olması sebebiyle tarama amaçlı ya da minimal semptomatik olan hastalarda uygulanmamaktadır. Erken dönemdeki aterosklerotik plakların büyüme karakteristikleri incelenebilir. %40'ın altındaki stenozlar damar lümenindeki kan akımı durdurulmadan incelenebilir. Bu lezyonlar koroner anjiyografi teknikleri ile optimal değerlendirilememekle birlikte rüptür ve tromboz riski taşıdıkları için akut koroner sendromlara yol açabilmektedirler (18).

İnceleme, dokunun ultrasonografik karakterine göre yapılmaktadır. Sert plaklar fibrotik doku ve kalsiyumdan zengin olup belirgin ekojen görünümündedirler. Yumuşak plaklar lipid, trombüs ya da gevşek bağ dokusu içerdikleri için daha ekolusen görünüme sahiptirler. Kalsifikasyon, yüksek ekojenitesi sebebiyle ultrasonla kolayca tespit edilebilmektedir. Postmortem bir çalışmada yoğun kalsifikasyonlar için sensitivite %89 mikrokalsifikasyonlar için %64 bulunmuştur (19).

Yoğun fibrotik dokuların da ekojen gölgelenme oluşturmaları tekniğin dezavantajlarından biridir. Damardaki total kalsifikasyon miktarı da yüzeydeki kalsifikasyonun oluşturduğu akustik gölgelenme sebebiyle tespit edilememektedir. Akustik gölgelenme içerisindeki plak komponentleri (kalsifiye ya da nonkalsifiye) değerlendirilememektedir (19).



Resim 11: Normal ve stenotik koroner arter segmentlerinin aksiyel planda intravasküler USG görüntüleri

Elektron Beam Bilgisayarlı Tomografi (EBBT)

1980'lerde klinik uygulamaya giren EBBT; asemptomatik olgularda, orta veya ileri derecede kardiyovasküler hastalık riski taşıyanlarda, koroner arter patolojileri açısından düşük veya orta riskli semptomatik hastalarda, koroner arter hastalığı bilinen olgularda, progresyon ve regresyonu değerlendirmek amacıyla kullanılan non-invaziv görüntüleme yöntemidir (20).

Cihazda dönüş hareketi yapan X ışını tüpü ve gantri, yerini yüksek güçlü 4 tungsten hedef anodlu elektron ışınına bırakmıştır. Sabit bir kaynaktan çıkan elektron demeti sistem içerisinde hızlandırılıp, koiller yardımıyla sapıtılarak hasta etrafında dönen tungsten anod üzerine düşürülmektedir. Anoddan yelpaze biçiminde X ışını elde edilir. Bu sistemde konvansiyonel tomografi cihazlarında ortaya çıkan tüp ısınmasına bağlı çekimin durması, kesitler arası bekleme gibi hızlı çekimi engelleyen faktörler ortadan kaldırılmıştır. Cihazda hareketli unsurlar bulunmadığından ve X ışını çok odaklı elektron demeti şeklinde uygulandığından kesit alım süresi saniyenin altına indirgenmiş ya da aynı süreçte birkaç kesit elde etme imkanı yaratılmıştır. EBBT koroner kalsiyum skorlaması dışında uzaysal rezolusyonunun düşük olması nedeniyle klinikte kendine yer edinememiş görüntüleme yöntemidir (20).

Koroner Anjiyoskopi

Konvansiyonel koroner anjiyografide değerdendirilemeyen damar karakteristiğinin ve aterosklerotik plak yüzeyinin incelenmesine olanak tanıyan invaziv bir yöntemdir. Arter duvarındaki materyalin rengine göre lezyon içeriğı hakkında bilgi edinilmekle (kırmızı-tromboz, beyaz-lipid, sarı-fibröz doku) birlikte lezyonun internal heterojenitesi hakkında yorum yapılamaz (21).

Son zamanlarda yapılan klinik çalışmalarda sarı renkli plakların ateromları ve dejenere plakları gösterdiği ve bu lezyonların akut koroner sendromlarla yakın ilişkili olduğu gösterilmiştir. İnvaziv doğası ve aterosklerotik lezyon karakterizasyonundaki kısıtlılığı sebebiyle henüz klinik uygulamaya alınmamış araştırma aşamasında bir görüntüleme yöntemidir (21).

Magnetik Rezonans Görüntüleme

Yumuşak dokular arasındaki kontrastın en iyi gösterilebildiğı noninvaziv görüntüleme yöntemidir. İyonize radyasyon içermemesi ve her üç planda da görüntüler elde edilebilmesi diğer avantajlarıdır. İnceleme süresinin uzun olması, metalik implantları (kalp pili vs.) olan hastalarda incelemenin yapılamaması tetkikin kısıtlayıcı faktörlerindendir (22).

MRG ile kardiyak anatomi, fonksiyon (myokardiyal ve valvüler), perfüzyon ve metabolizma incelenebilmektedir. Son çalışmalarla MRG'nin koroner kan akımı ve aterosklerotik plakların karakterizasyonu hakkında da önemli bilgiler verdiği gösterilmiştir (22).

Kardiyak ve respiratuar hareketlere bağılı oluşan görüntü artefaktları, koroner arterlerin boyutlarının küçüklüğü, nonlinear tortiöz seyirleri teknik yetersizliğe sebep olmaktadır. Ultra hızlı görüntüleme teknikleri ile tetkik süresinin giderek kısalması, epikardiyal yağ dokusunun baskılandığı sekansların kullanılması, kardiyak gating ile hareket artefaktlarının giderek azaltılması koroner arter görüntüleme için umut verici gelişmelerdir (22).

Faz - kontrast sine MRG (velocity encoded cine MRG - VEC MR) inceleme kardiyak damarlar boyunca akım kuantifikasyonuna imkan veren yeni bir

tekniktir. Tekniğin gelişmesi ile aterosklerotik plakların oluşturduğu stenozun yanı sıra hemodinamik değişiklikler üzerine de bilgi alınabilecek, bu sayede perkütan girişimler sonrasında tedaviye yanıtın değerlendirilebilmesi de mümkün olacaktır (23). %50 üzerinde stenozlarda doğruluk oranı yüksek olmakla birlikte rezolusyon (yaklaşık 1mm) klinik kullanım için şimdilik yetersiz düzeydedir. Uzaysal rezolusyonun daha fazla artırılması amacıyla intravasküler radyofrekans (RF) koillerinin kullanımı ise henüz araştırma aşamasındadır (24).

2.6. Bilgisayarlı Tomografi

2.6.1. Tarihçesi

1963 yılında Cormack tarafından teorize edilmiş ve radyolojide kullanımı yeni bir çıkış açmış kesitsel bir görüntüleme yöntemidir. BT ile ilgili ilk başarılı klinik uygulamalar 1967 yılında G. Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiş ve 1971 yılında hastane şartlarında kullanılmaya başlanmıştır. ABD’de ilk BT ünitesi 1973’te Mayo Klinikte kurulmuştur. Ülkemizde ilk kullanımı Mart 1976’da Hacettepe Üniversitesi’nde gerçekleşmiştir (20).

İlk BT cihazlarında tek bir kesit oluşturabilmek için gerekli verileri toplamak 5 dakikaya varan sürelerle ihtiyaç gösterdiğinden BT uygulaması sadece beyin incelemelerinden ibaret kalmış sürenin uzunluğu nedeniyle BT’nin toraks ve abdomen gibi uygulama alanlarında kullanımını geciktirmiştir (20).

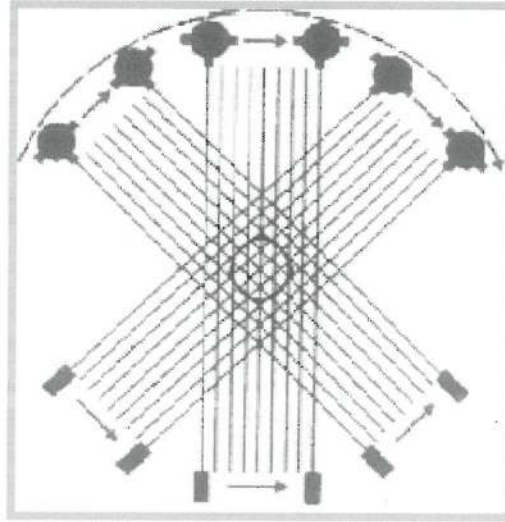
1980’li yıllarda üçüncü ve dördüncü kuşak cihazlar geliştirilmiş tarama süresi 2 saniye düzeyine kadar indirilmiştir. Bu sırada manyetik rezonans görüntülemedeki hızlı gelişmeler BT’yi ikinci plana atmış iken, 1988 yılında BT teknolojisinde bir sıçrama olan “slip-ring” teknolojisi ile spiral BT gündeme gelmiştir. Spiral BT tarama zamanını saniye altına indirirken, hacim bilgisi yüksek kalitede üç boyutlu görüntülemelere olanak sağlamış, tarama hızının azalması da kontrast madde kullanımını daha etkinleştirmiştir (20).

1998 yılında ise yeni bir dönüm noktası olan multidedektör BT (MDBT) gündeme gelmiştir. MDBT spiral BT teknolojisinin getirdiği avantajlara ek olarak hızı ve kesit kalınlığındaki inanılmaz iyileşmeler sonucunda yüksek nitelikte anjiyografi uygulamalarına olanak sağlamıştır.

Birinci kuşak BT cihazlarının geliştirilmesinden bu yana en büyük teknik gelişmeler tarama ve rekonstrüksiyon zamanının azaltılmasına yönelik olarak yapılmıştır (25).

1. Jenerasyon BT Cihazları

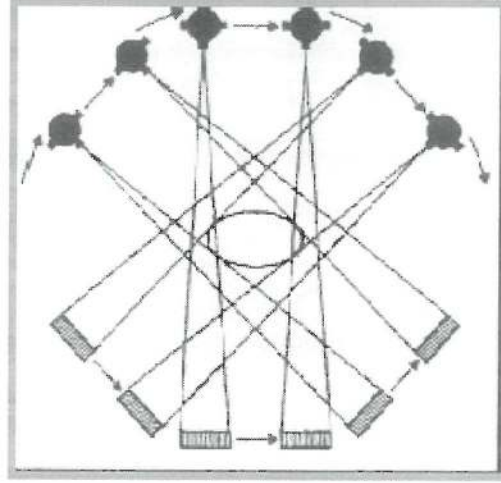
“Pencil-beam” X-ışını ve karşılığında tek bir dedektörün bulunduğu bu tür cihazlar “translate-rotate” prensibi ile çalışmaktadır. İncelenecek olan obje, lineer bir doğrultuda bir uçtan diğerine tarandıktan sonra tüp 1 dereceli açı ile dönüş hareketi yapmakta ve obje tekrar lineer olarak taranmaktadır. Bu tarama ve dönüş hareketleri 180 derecelik bir dönüşe kadar devam ettirilmektedir. İlk jenerasyon cihazlarda kesit alım süresi bu bakımdan oldukça uzundu (20).



Resim 12: 1. Jenerasyon BT cihazlarında tüp ve dedektör çalışma prensibi

2. Jenerasyon BT Cihazları

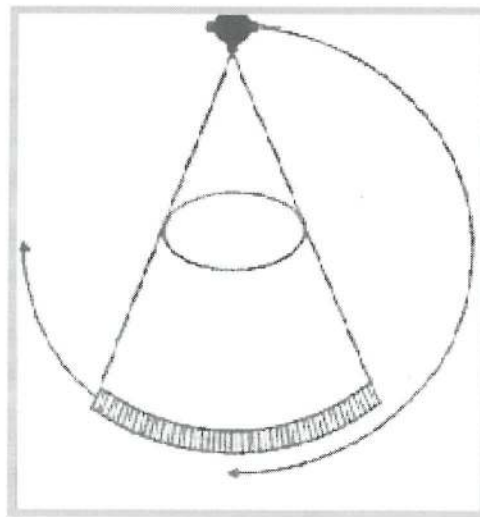
Bu cihazlarda tek dedektör yerine lineer dizilmiş birden fazla dedektör kullanılmış ve X-ışını huzmesi de “pencil-beam” yerine dedektör genişliğine göre yelpaze biçiminde (fan-beam) genişletilmiştir. İkinci jenerasyon cihazlarda 1. jenerasyonda olduğu gibi “translate-rotate” tekniği söz konusudur. Ancak tüp hareketi 10 derecelik açılarla 180 dereceye tamamlanmaktadır (20).



Resim 13: 2. Jenerasyon BT cihazlarında t p ve dedektör çalışma prensibi

3. Jenerasyon BT Cihazları

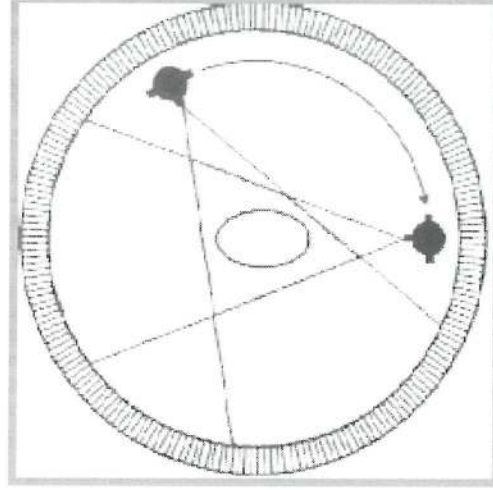
1 ve 2. jenerasyon cihazların ardından “rotate-rotate” prensibi ile çalışan 3. jenerasyon aygıtlar geliştirilmiştir.. Bu cihazlar X-ışını kaynağı ve bu kaynağın karşısına dizilmiş konveks dedektörlerden oluşturulmuştur. X-ışını demeti karşısına denk gelen dedektörlerin tümünü içine alacak şekilde yelpaze biçimindedir. X-ışını tüpü ve dedektörler incelenecek olan obje etrafında birbirleri ile koordine hareket ederek 1. ve 2. jenerasyon cihazlardan farklı olarak 360 derecelik bir dönüş gerçekleştirirler (20).



Resim 14: 3. Jenerasyon BT cihazlarında t p ve dedektör çalışma prensibi

4. Jenerasyon BT Cihazları

“Rotate-stationary” tekniği olarak da adlandırılan sistemde sadece X-ışını kaynağı hareketlidir. Tek bir X-ışını kaynağı incelenecek obje etrafına 360 derecelik bir dönüş hareketi gerçekleştirirken dedektörler gantri açıklığı boyunca dizilmiş ve sabitlenmiştir. Kesit alım süresi 1-2 saniye düzeylerine indirgenmiştir (20).



Resim 15: 4. Jenerasyon BT cihazlarında çalışma prensibi

5. Jenerasyon BT Cihazları

Elektron beam tomografi olarak bilinen ultra hızlı BT cihazlarıdır.

2.6.2. Spiral (Helikal) BT

BT teknolojisindeki en önemli gelişmelerden biri olarak kabul edilmektedir. Spiral BT'nin ilk kez kullanımı Kalender ve arkadaşları tarafından 1980'lerin sonunda gerçekleştirilmiştir. Son zamanlarda birçok üretici firma gantriye “slip-ring” teknolojisini ekleyerek X-ışın kaynağı ve dedektörlerin sürekli rotasyonu esnasında hastanın eş zamanlı olarak sabit bir hızda gantri içine doğru hareketini sağlamışlardır. Bunun sonucunda da aynı esnada BT verileri sürekli olarak elde edilebilir hale gelmiştir. Hasta rotasyon yapan gantrinin içine kaydırıldıkça X-ışını kaynağının izlediği yörünge bir spiral veya heliks oluşturmaktadır. Bu heliksin odağı rotasyon planına dik olan rotasyonel merkez içinden geçen çizgi

boyuncadır. Kesitler arası bekleme (interscan delay: ISD) olmadığı için bu çizgi boyunca olan kapsama oranı masa hızına eşittir. Böylece kısa sürede gerçek bir hacimsel tarama yapılmış olmaktadır. Bütün bu gelişmeleri arkasında yatan teknik yenilikler “slip-ring” gantrinin geliştirilmesi, artmış dedektör etkinliği ve tüp soğutma kapasitesidir (26).

“Slip-ring” tarayıcılarda sürekli X-ışını oluşması ve sürekli masa hareketi sağlanmıştır. Bunun sonucunda konvansiyonel BT’de problem olarak görülen kesit aralarında masanın ilerlemesi ve tüpün uygun pozisyona getirilmesi için kaybolan zaman azalmıştır. Sürekli rotasyonu engellememesi için gantri komponentlerini yere bağlayan elektrik kabloları kullanılmamıştır. Bu cihazlarda genellikle multipl paralel “slip-ring’ler” kullanılmıştır. Paralel bağlı halkalardan biri tüp ve jeneratöre yüksek voltaj taşır. İkincisi dijital verilerin dedektöre gidiş geliş transportunu sağlar. Üçüncü halkaysa kontrol sistemlerinin operasyonu için rölatif düşük voltaj sağlar (20).

Spiral BT’nin Konvansiyonel BT’ye Üstünlükleri

Üstüste binmiş kesitlerin oluşturulabilmesi, daha kaliteli üç boyutlu ve/veya multiplanar reforme görüntüler elde edilmesini sağlar. Spiral BT ile lezyon saptanmasının iyileştirilmesi iki ana faktörle ilişkilidir. Solunuma bağlı kesit kaymasının eliminasyonu ve istenilen aralıklarla üst üste binen görüntülerin rekonstrüksiyonudur. Standart BT’de hastanın kesitten kesite inspirasyon ve ekspirasyon derecesinin değişebilmesi nedeniyle küçük lezyonların gözden kaçtığı saptanmıştır. Spiral BT’nin hacimsel veri setinin tek bir nefes tutma ile elde edilmiş olması nedeniyle solunumsal kesit kayması elimine edilmiştir. Çekim kolimasyonundan daha küçük intervallerle görüntülerin rekonstrüke edilebilmesi yeteneği, parsiyel volüm etkisi nedeniyle küçük lezyonların atlanabilmesi olasılığını azaltmaktadır. Spiral BT rekonstrüksiyonları retrospektif olarak yapıldığından üst üste binen görüntüler hasta ek bir radyasyona maruz kalmadan elde edilebilmektedir (20).

İnceleme süresinin oldukça kısa olması nedeniyle arteriyel ve venöz yapılara yönelik BT anjiyografi çalışmaları da konvansiyonel BT’ye göre çok daha üstün bir şekilde gerçekleştirilebilmiştir. Dinamik volümetrik vasküler inceleme yöntemleri

ve yüksek rezolüsyonlu üç boyutlu rekonstrüksiyonlar ile başta aorta ve ana dalları olmak üzere boyun, alt ve üst ekstremitte damarları hem daha az kontrast madde kullanılarak hem de artefaktlardan arınmış daha detaylı imajlarla değerlendirilebilmiştir (27).

Spiral BT'nin Dezavantajları

Helikal incelemede en büyük ve tek dezavantaj mAs sınırlamasıdır. Helikal tarama süresi arttıkça mAs'nin kısıtlayıcılığı artmaktadır. Düşük mAs, görüntünün granüler olmasına neden olur. Bu dezavantaj dedektör teknolojisindeki yenilikler ve daha yüksek ısı kapasiteli tüpler ile giderilmeye çalışılmaktadır. Spiral BT'de artmış gürültü, hem interpolasyon işlemi ile hem de X-ışını tüpünün sürekli çekim esnasında gereken kısıtlanmış gücü ile ilişkilidir. Daha yüksek ısı kapasiteli tüplerin yapılması ikinci problemi elimine edecektir. Spiral BT'deki longitudinal çözümlemede azalma kesit duyarlılık profilinin genişlemesine bağlıdır. Sonuçta değişen derecelerde parsiyel volum artefaktları oluşur. Parsiyel volum artefaktları masa hızı ile kolimasyonun eşleştirilmesi sonucu giderilebilir, ancak pitch arttıkça artış gösterir. Bu etki 180 derece interpolasyon algoritmelerinin kullanımı ile minimize edilmiştir. Konvansiyonel BT ile karşılaştırıldığında spiral BT'de görüntü işleme için daha fazla zamana gereksinim duyulur. Artmış zaman gereksinimi kısmen planar görüntülerin rekonstrükte edilebilmesinden önce veri interpolasyonuna ihtiyaç duymasından kaynaklanır. Ek olarak spiral BT tarafından oluşturulan büyük miktardaki görüntü verileri daha sık olarak arşivlenmeyi gerektirir. Bu durum nedeniyle bazen geçici olarak çekime ara verilebilir. Daha büyük kapasiteli arşivleme cihazları gerektirmesi spiral BT'nin diğer bir dezavantajıdır (20).

2.6.3. Multidedektör BT

Multidedektör BT şu anda BT teknolojisinde ulaşılan son noktadır. Uygulanan çekim prensipleri spiral BT'den farklı değildir. Avantajı hastanın longitudinal aksı boyunca (Z-ekseni) iki veya daha çok sayıda dedektör dizileri ile donatılmış olması, X-ışın kolimasyonunun genişletilebilmesi ve bunların sonucunda masa hızının arttırılabilmesidir. X-ışın tüpü ve dedektör hasta etrafında 360 derece birbirleri ile senkronize dönüş yaparlar. Bu dönüş ve veri elde edilişi spiral BT'deki gibi devamlı ve volumetriktr (20).

Helikal taramanın geliştirildiği 1989 yılından sonra 1991'de 1 mm'nin altında kesit alabilen cihazlar üretilmiştir. Aynı yıl bugünkü multidedektör BT teknolojisinin öncüsü ikiz dedektörlü helikal BT'de geliştirilmiştir. 1993'de gerçek zamanlı BT'nin kullanıma girmesiyle BT floroskopi eşliğinde biyopsi işlemlerinin yapılabilmesi, damar yapılar ya da organlar içindeki kontrastlanmanın monitörizasyonu (otomatik bolus yakalama programları) olanaklı hale gelmiştir. Gantri rotasyon zamanının 1 sn'nin altına inmesi 1995 yılında mümkün olmuş, 1998'de bu süre şu an hala geçerli minimum süre olan 0,5 sn'ye indirilmiştir. 1998 yılında da ilk multidedektör sistemleri kullanıma girmiştir (28) .

Yüksek kalitede hacim bilgisi için, longitudinal düzlemdeki (Z-ekseni) çözünürlüğünün yeterli olması gerekmektedir. Z-eksen çözünürlüğünü belirleyen başlıca etken kesit kalınlığıdır. Dedektör teknolojisindeki iyileştirmelerle minimum kesit kalınlığı giderek düşmektedir. Böylece ulaşılan izotropik vokselle geometrisi sayesinde multiplanar reformasyonlar ve üç boyutlu görüntüleme optimal görsel keskinlikle yapılabilmektedir (29).

Multidedektör BT teknolojisinin belkemiği dedektör yapısıdır. Konvansiyonel helikal BT cihazlarında dedektör tek sıra halinde dizilmiş dedektör elemanlarından oluşan tek boyutlu bir yapıdır. Multidedektör BT cihazlarında ise dedektör çok sayıda dedektör sırasından oluşan iki boyutlu bir matriks yapısındadır. Paralel sıralanmış eşit genişlikte dedektör dizilerine **matriks dedektör** denirken, **adaptif dedektörler** santralden perifere doğru genişleyen dedektör dizileri içerir. Matriks ve adaptif dedektör yapılarının bir arada

kullanılanlarına **hibrid dedektör** adı verilir. Hibrid dedektörlerde dedektör dizisi santralinde eşit kalınlıkta ince dedektör dizisi kullanılırken kenarlarda eşit kalınlıkta daha geniş dedektör dizileri içerir. Sistemin kesit kalınlığını belirleyen unsur en küçük dedektör elemanının Z-eksenindeki genişliğidir. Bu değer bazı sistemlerde 0,5 mm bazı sistemlerde 0,625 mm'dir (20).

Multidedektör BT sistemlerinde hızın artması esas olarak iki nedene bağlıdır; gantri rotasyon süresinin kısalması (0,5 sn'ye inmesi) ve "pitch faktörünün" (pitch faktörü= masa hızı/kesit kalınlığı) artmasıdır. Ancak "pitch" değeri arttıkça taranabilecek alan miktarı artmakta görüntü kalitesi azalmaktadır. Bu iki etki birleştirildiğinde; örneğin 4 dedektörlü bir cihaz konvansiyonel spiral cihaza göre 8 kat, 8 dedektörlü bir cihaz 16 kat hızlı tarama yapabilmektedir. Burada bilinmesi gereken bir nokta daha vardır. Tarama hızındaki bu 8 ya da 16 kat artış kesit kalınlığı için geçerli değildir. Düşük kesit kalınlıklarında maksimum hız mümkün olmakta, ancak kesit kalınlığı arttıkça bu şans azalmaktadır (30).

Multidedektör BT'nin Avantajları

Yüksek tarama hızının ince kesit kalınlıkları ile birleştirilmesi BT anjiyografide çığır açmıştır. Willis poligonu damar yapıları değerlendirilebilir hale gelmiş , karaciğer transplantasyonlarında hepatik arteriyel, portal ve hepatik venöz yapıların preoperatif değerlendirilmesi çok daha kolaylaşmıştır. Pulmoner emboliden şüphelenilen hastalarda daha ince segmenter dallardaki trombüsler gösterilmiştir . Aort anevrizması, aort diseksiyonu, ekstremiteler ve renal arterlerin aterosklerotik lezyonları, mezenter iskemisi daha net bir şekilde değerlendirilebilmiştir (31).

Nefes tutma ile yapılan tetkiklerde tetkik süresi çok kısaldığından solunum ile ilgili artefaktlar ortadan kalkmıştır. Hızlı tetkik yapılması gereken travma hastalarında tetkik süresi kısaldığından kolaylık sağlanmıştır. Kooperasyonu zor olan ve çocuk hastalarda tetkik en az artefaktla tamamlanabilmektedir (32).

Çok fazlı kontrastlı çalışmalara olanak sağlamıştır. Örneğin karaciğerde 2 kez ardına arteriyel faz alınarak özellikle sirozlu hastalarda karaciğer lezyonları daha iyi karakterize edilebilmiştir (33).

Tarama hızının artması özellikle BT anjiyografi uygulamalarında kontrast madde dozundan tasarruf edilmesine imkan vermektedir. İnce kesit alınabilmesi isteğe bağlı görüntü planının değiştirilmesine, multiplanar reformasyona ve üç boyutlu görüntülerin optimal görüntü kalitesi ile elde edilmesine olanak sağlar. Parankimal organlarda küçük lezyonların hipo-hipervasküler karakterinin belirlenmesinde, multiplanar reformasyonlarla cerrahi planlamada, organ koruyucu cerrahi uygulamaların belirlenmesinde rol oynar. Artmış tarama hızının solunum ve barsak hareketlerinden kaynaklanan artefaktları azaltması ile birlikte yüksek uzaysal çözünürlükle geniş volumlerin taranabilmesi, sanal endoskopi uygulamalarının temelini oluşturur. Multidedektör BT koroner arterlerde stenoz varlığının belirlenmesinde, plakların görüntülenmesi ve myokardiyal perfüzyonun değerlendirilmesinde noninvaziv bir yöntem olarak umut vericidir. Akut inmeli hastalarda rutin BT incelemelerinde patolojinin belirlenemediği ilk 6 saatlik dönemde, software desteği ile serebral kan akımı, serebral kan volumu ve ortalama geçiş zamanı değerlendirilerek beyin perfüzyonu incelenebilir (31).

Multidedektör BT'nin Dezavantajları

Özellikle izotropiğe yakın görüntüleme tercih edildiğinde elde edilen veri miktarında ileri derecede artış olmaktadır. Elde edilen verileri yorumlamak ve saklamak problem oluşturmaktadır. Görüntülerde gürültü, kesit kalınlığı azaldıkça artmaktadır. Gürültüyü azaltmak için rekonstrükte aksiyel ya da kalın MPR kesitlerin oluşturulması önemlidir. Çok ince kolimasyonlarda cihazın geometrik etkinliği bozulmaktadır. Bu etki 1,25 ve daha düşük kolimasyonlarda izlenirken daha kalın kolimasyonlarda izlenmez. Hasta dozunda artış sadece yüksek kalitede ince kesit görüntü elde edilmek istenildiğinde karşımıza çıkan önemli bir sorundur (20).

2.6.4. Kardiyak Görüntülemeye BT

Bilgisayarlı tomografi toraksın noninvaziv incelenmesinde primer görüntüleme yöntemi olarak kullanılmaktadır. BT ile myokardiyum, myokardiyumun perfüzyonu ve canlılığı, kardiyak fonksiyon, duvar hareketleri, kalp kapakları ve kardiyak tümörler incelenebilmektedir (34,35).

Kalbin görüntülenmesi sürekli hareketi nedeniyle teknik açıdan her zaman problemli olmuştur. Elektron beam tomografi , multidedektör BT inceleme , EKG senkronize tarama yöntemleri ve rekonstrüksiyon tekniklerindeki gelişmeler ile kardiyak görüntülemelerde hızlı volümetrik inceleme, yüksek uzaysal ve temporal çözünürlük (bir imajın alınması için gerekli zaman dilimi) sağlanmıştır (36) .

BT'nin temporal çözünürlüğü (50-300 ms) konvansiyonel anjiyografiye (<10 ms) göre oldukça düşüktür. Kardiyak hareket artefaktlarının önüne geçmek için görüntüler hareketin minimal olduğu geç diastol döneminde alınmalıdır. Kardiyak görüntülemelerde elektron beam tomografi ile multidedektör BT öne çıkmaktadır (37) .

Elektron beam tomografi yüksek temporal çözünürlüğü ile dikkat çekmektedir. İnceleme, masa hareketi ile tek tek transvers kesitlerin alınması ve bu görüntülerin prospektif olarak EKG senkronize rekonstrükte edilmesi ile gerçekleştirilir. Tek bir nefes alma zamanı içerisinde 3mm kalınlığında kesitler elde olunur. Kesit kalınlığı 1,5 mm'ye düşürülebilir, ancak tarama zamanı 80-100 sn'ye çıkar. Bu durumda inceleme alanı minimum iki nefes tutma periodunda taranır ve solunum artefaktları artar (38).

Multidedektör BT cihazları sekansiyel ve spiral olarak tarama yapabildiği gibi prospektif ya da retrospektif EKG senkronizasyonu ile inceleme yapabilmektedir. 4 dedektörlü sistemlerde 500 ms rotasyon hızı, 250-300 ms temporal çözünürlük ve 1,25-3 mm kesit kalınlığında tek bir nefes tutma zamanı içerisinde inceleme yapılabilmektedir. 16 dedektörlü cihazlarda rotasyon hızı 420 ms, temporal çözünürlük 210 ms ve kesit kalınlığı da 0,75 mm'ye indirilmiştir (39). Yüksek kalp hızı (>70 /dk) olan hastalarda segmenter rekonstrüksiyon teknikleri ile temporal çözünürlük 4 dedektörlü cihazlarda 125 ms 16 dedektörlü cihazlarda 105 ms'ye düşürülmüştür . Farmakolojik ajanlarla yüksek kalp hızına yönelik premedikasyonun da uygulanımı ile daha iyi sonuçlar elde edilebilmektedir. Premedikasyon amacıyla en sık kullanılan ajanlar beta-blokörlerdir. Beta-blokörlerin kullanımında dikkat edilmesi gereken hususlar Tablo 5 ve 6'da belirtilmiştir (39,40).

Tablo 5. Kardiyak BT İnceleme Öncesi Kullanımı Sakıncalı Olan İlaçlar*
Kafein Atropin Nitrogliserin Teofilin (iv), N-butilskopolamin (iv)

(* Becker ve ark, 2001 tarihli çalışmalarından modifiye edilmiştir)

Tablo 6. Beta-Blokörler İle Premedikasyon İçin Kontraendikasyon Oluşturan Durumlar*
Bronşial astım AV blok Ciddi hipotansiyon Kalp yetmezliği Beta-blokörlere intolerans

(* Becker ve ark, 2001 tarihli çalışmalarından modifiye edilmiştir)

Elektron beam tomografideki yüksek temporal çözünürlüğe karşı; multidedektör BT, yüksek uzaysal çözünürlük, yüksek sinyal/gürültü oranı ve daha kısa tarama zamanı ile öne çıkmaktadır. İnceleme sırasında hastanın aldığı radyasyon dozu oranı fluktuan akımlı tüplerin kullanımı ile azaltılmaya çalışılmaktadır . Maksimal tüp akımı kardiyak hareketin minimal olduğu diastolik evreye göre düzenlenmektedir (40).

Kalsiyumun yüksek X-ışını atenüasyonundan faydalanılarak koroner arter kalsiyum skorlaması yapılabilmektedir. 90-130 HU (Hounsfield Unit) eşik değeri olarak kabul edilerek kalsifiye lezyonlar tanımlanır (41).

Damar duvarı ile lümeninin ayrımı için yüksek konsantrasyonda intravasküler kontrast madde (Tablo 7) kullanımı gereklidir. Kontrastlı BT protokollerinde koroner arter lümenlerinin yanı sıra damar duvar karakteristiği, interaktif üç boyutlu reformasyon teknikleri ile ayrıntılı değerlendirilebilmektedir (40).

Tablo 7. Yüksek Konsantrasyonda İyot İçeren Kontrast Maddelerin Avantajları

- Standart konsantrasyonda iyot içeren ajanlara oranla arter atenüasyonunda belirgin artış
- Daha küçük çaplı damarların görüntülenebilmesi
- Postprosesing işlemlerinde (MIP) kolaylık
- %30 oranında daha az kontrast madde kullanımı

(* Becker ve ark, 2001 tarihli çalışmalarından modifiye edilmiştir)

Kardiyak BT Görüntülemeye Artefaktlar

Pulsasyon artefaktı; koroner arter incelemelerinde karşılaşılan en önemli problemidir. İnceleme öncesi uygulanan kalp hızını düşürücü premedikasyon ve EKG senkronize rekonstrüksiyon yöntemleri ile azaltılmaya çalışılmaktadır (42).

Aritmi; prospektif EKG tetikleme yönteminde önemli bir problemidir. Koroner arterlerde psödostenoz veya yalancı obstrüksiyon görüntülerine neden olabilir. Retrospektif EKG senkronize rekonstrüksiyon yöntemlerinde etkisi daha az görülmektedir. Ağır aritmi ya da sık ekstrasistolik atımların izlendiği olgularda BT, kardiyak morfoloji için yeterli bilgi vermekle birlikte, koroner arter görüntülemeye tercih edilmemelidir (42).

Solunum artefaktları; koroner arter incelemelerinde karşılaşılan ikinci en sık problemidir. BT görüntülerinde cilt konturunda ve göğüs duvarında ondulasyonlar şeklinde izlenir. Vasküler devamsızlık, stenoz ya da anevrizmayı taklit eden görüntülere neden olabilir. Kaudokraniyal tarama ile nefes tutma periyodu içerisinde önce kalbin ardından mediasteninin taranmasıyla artefaktlar azaltılabilir (42).

Kontrast artefaktları; süperior vena kavada yüksek konsantrasyondaki kontrast maddeye bağlı çizgilenmeler nedeniyle sağ koroner arter, atriyum ve sağ ventrikülün optimal görüntülenememesidir. Dilüe kontrast madde kullanımı ile giderilebilir(42).

İnhomojen kontrastlanma; sağ ve sol kalbin sekansiyel kontrastlanmasından kaynaklanır. Kontrast madde enjeksiyonun doğru zamanda yapılması ile engellenebilir (42).

Parsiyel volum artefaktları; ince kalibrasyonlu distal koroner arter segmentlerinin, kalsifiye plakların ve stentlerin değerlendirilmesinde problem oluşturur. Kesit kalınlığının azaltılması, uygun filtreleme yöntemleri ile azaltılabilir (42).

Gürültü (noise); düşük doz tarama protokollerinde karşılaşılan problemdir. İnce kalibrasyonlu damarlarda aterosklerotik plakları taklit eden düzensizliklere neden olabilir. Yüksek mAs değerleri seçilerek giderilebilir (42).

Süperpozisyonlar; koroner arter komşuluğundaki yapılardan kaynaklanan problemlerdir. Kontrast madde enjeksiyonu uygun zamanlama ile yapılmadığında koroner venler arterlerden ayırt edilemeyebilir. Sol sirkumfleks arter sol koroner ven ile diagonal ve marjinal dallar oblik ventriküler venlerle karışabilir. Sol atrial apendiks sol koroner artere süperpoze olabilir. 3 boyutlu görüntüleme teknikleri (VRT) ile bu sorun giderilebilir (42).

2.6.5. Kardiyak BT İncelemede Kullanılan EKG Senkronize Rekonstrüksiyon Yöntemleri

Prospektif EKG Tetikleme

Elektron beam tomografi ve tek dedektörlü spiral BT cihazlarında uzun süredir kullanılmaktadır. Temporal çözünürlük parsiyel tarama tekniği ile elde edilmektedir (43).

EKG esas alınarak kullanıcı tarafından belirlenen bir zaman diliminde R dalgasının hemen öncesinde veya bir sonraki R pikinin hemen öncesinde diastole denk gelen zaman diliminde tarama başlatılarak gerçekleştirilir. R-R intervalinin %40-80'lik zaman diliminde uygulama başlatılır. Tek dedektörlü cihazlarla kıyaslandığında, daha kısa nefes tutma zamanı içerisinde daha az solunum artefaktlı görüntüler elde edilir. Temporal çözünürlüğü azaltmak için 240-260 derecelik bir rotasyon süresince toplanan, rekonstrüksiyon için gerekli olan minimum düzeydeki veriler toplanır. Paralel-ışın-bazlı "half-scan" rekonstrüksiyon algoritmeleri kullanılarak, rotasyon zamanının yarısında optimize temporal çözünürlüğe ulaşılır. (500msn rotasyon zamanı için 250 msn ve 420 msn rotasyon zamanı için 210 msn temporal çözünürlük değerleri) Ancak genellikle kalın kesit kolimasyonlarının kullanılması (EBBT'de 3mm, 4- ve 8- dedektörlü cihazlarda 2,5-3 mm ve 16- dedektörlü cihazlarda 1,5 mm) sebebiyle 3 boyutlu rekonstrüksiyonların kalitesi düşük olmaktadır (42).

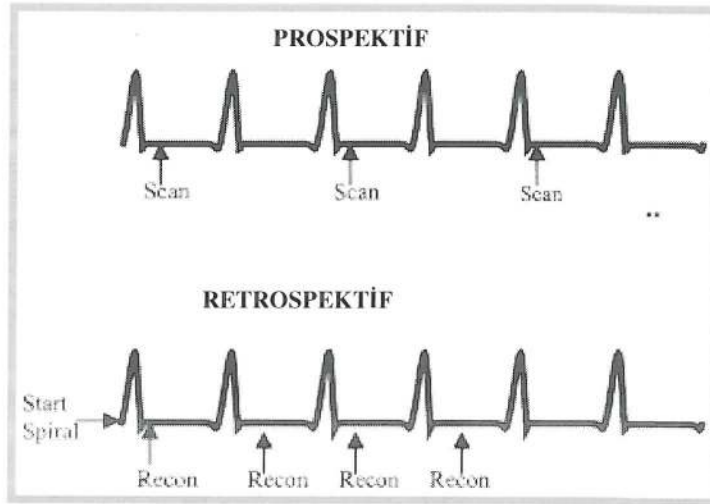
Retrospektif EKG "Gating"

Eş zamanlı olarak EKG kaydının yapıldığı sürekli spiral tarama ile gerçekleştirilir. "Pitch faktörü" kalp hızına göre ayarlanır. (Düşük kalp hızlarında düşük pitch faktörü, yüksek kalp hızlarında yüksek pitch faktörü). Prospektif EKG tetiklemeye oranla daha hızlıdır (38).

Sürekli spiral taramada örtüşen imajların rekonstrükte edilmesiyle kolimasyon kalınlığında yaklaşık %20 daha az longitudinal uzaysal rezolusyon sağlanır. (3 mm kesit kalınlığı için 2,5mm, 0,75 mm kesit kalınlığı için 0,6 mm). Bu özelliğiyle koroner BT anjiyografide küçük çaplı damarların incelenmesinde önem kazanmaktadır (44).

Rekonstrüksiyon tek kardiyak siklus kullanılarak “single sector” ya da birden fazla kardiyak siklus kullanılarak “multisector” olarak yapılabilmektedir (45). Temporal çözünürlük “single sector” rekonstrüksiyonlarda $RT/2$ (RT: rotasyon zamanı), “multisector” rekonstrüksiyonlarda $RT/2M$ (M: kardiyak siklus ya da sektör sayısı) formülüyle hesaplanır. Bu yöntemle temporal çözünürlük 2 kardiyak siklus kullanıldığında 125 msn, 4 kardiyak siklus kullanıldığında 80 msn gibi değerlere düşürülmüştür. Teorik olarak, temporal rezolusyonda iyileşme sağlanırken imaj kalitesinde belirgin farklılık olmamakta, ek olarak hastanın aldığı radyasyon dozu da artmaktadır. Ayrıca ardışık iki kalp atımının beklenildiği gibi örtüşmediği durumlarda (aritmî) uzaysal rezolusyon da düşük olmaktadır (38).

Kalp hızının 65/dk gibi düşük olduğu durumlarda 250 msn gibi yeterli diastol süresinin oluşacağı göz önüne alınırsa tetkik öncesi kalp hızını düşürücü medikal modaliteler ile uzaysal rezolusyonun artışı sağlanmaya çalışılır (38).



Resim 16: Prospektif EKG tetikleme ve retrospektif EKG “gating”

2.6.6. Multidedektör BT Cihazında İmajların İşlenmesi ve Verilerin Değerlendirilmesi

Koroner arterlerin değerlendirilmesinde primer öneme sahip olan aksiyel imajlar 3 boyutlu görüntüleme yöntemlerinin de temelini oluşturmaktadır. 3 boyutlu görüntülerin oluşturulmasında kullanılan başlıca teknikler “multiplanar reformat” (MPR), ”maksimum intensite projeksiyonu” (MIP), “shaded surface display” (SSD) ve “volume rendering tekniği” (VRT)’dir (46).

Multiplanar Reformat (MPR) Tekniği

3 boyutlu hacimde bir plan seçilir ve bu plandaki görüntüler doğrusal (oblik MPR) ya da eğri planlar (curved MPR) kullanılarak işlenir. MPR imajlar patolojinin longitudinal uzanımı ve hastalığın mural tutulumu hakkında optimal bilgi edinilmesinde önemli rol oynar. İlgili damar boyunca uzanan trombüs, plak ve kalsifikasyonların görüntülenmesine olanak sağlar (47). Eğri planların (curved MPR) kullanıldığı işleme yönteminde damar lümeni içerisinde seçilen bir başlangıç noktasından lümenin santrali esas alınarak, otomatik segmentizasyonla, damar tüm trasesi boyunca görüntülenir. Bu yöntem tortiozite ve elongasyon gösteren arterlerde damarların uzun eksenleri boyunca kesintisiz olarak görüntülenmesini sağlar. Ancak damar lümeninde manuel oryantasyona bağlı olarak yanlış pozitif ve yanlış negatif sonuçlar elde edilebilmektedir. Aynı damarın farklı bakış açılarıyla, MIP ve VRT gibi diğer yöntemlerle kombine edilerek değerlendirilmesi gerekmektedir (48).

Maksimum İntensite Projeksiyonu (MIP) Tekniği

MIP bir volüm işleme türü olup bir imajda tüm piksellerin intensiteleri arasında rastlanan maksimum intensitedir. MIP daima her bir ışının katettiği yol boyunca rastlanan en parlak pikseli yansıtacağından, vasküler yapının önündeki ve arkasındaki kemik dokular tarafından süperpoze olması söz konusudur. Ayrıca kontrast maddenin sadece koroner arterleri değil, tüm vasküler yapıları ve kalbi dolduracağı da göz önüne alındığında, tüm hacim MIP imajlarda koroner arterler diğer vasküler yapılardan izole edilemeyebilir. Bu nedenle kemik ve diğer

istenmeyen parlak yapıları elimine etmek için volüm bilgisi bazı tekniklerle işlenir (49).

Hedef Subvolümler: Süperpoze olan kemiklerden kurtulmanın en basit yolu MIP öncesi bu yapıların veri grubundan eliminasyonudur. İncelenecek yapıları izole etmek için volüm kesilerek küçültülebilir. Kullanıcı tarafından seçilen bölge uygun bir projeksiyonda işaretlenir, sonra şekiller çizilir veya referans MIP imajda çalışılacak alan işaretlenerek, imaja perpendiküler yönde volüm serisi boyunca işaretli alanın çıkartılmasıyla 3 boyutlu objenin sınırları belirlenir. Bu işlem MIP, SSD dahil tüm 3 boyut algoritmaları tarafından kullanılabilir. Subvolümleri hedef alarak çalışmak, ilgili damarı izole etmekle kalmaz hesaplamayı da hızlandırır (49).

Otomatik Düzenleme: Rekonstrükte edilmiş BT kesitlerinin oluşturduğu bir kümeden basit şekiller şeklinde bölerek işlem yapmak, her zaman istenmeyen yapıların eliminasyonu ile sonuçlanmaz. Kalsifiye yapıların eliminasyonu için diğer bir yaklaşım, onların yüksek dansitelerini otomatik olarak suprese etmektir. Basit eşiklendirmede, önceden seçilen bir değeri eşik değeri olarak volüm içindeki tüm pikselleri uygun şekilde düzenlemek etkili olabilir. Ancak her zaman belirlenen eşik değeriyle vasküler yapıları ön plana çıkaracak şekilde sadece kemik yapıları suprese etmek mümkün olmaz. Eşik değeri yüksek seçilirse kemik yapıları görüntüden elimine edilemez. Tersine eşik değeri düşük tutulursa bazı vasküler yapılar suprese olarak yanlış bir şekilde stenotik olarak değerlendirilebilir ve hatta damarın tamamen silinmesi ile sonuçlanabilir (49).

Manuel Düzenleme: Yukarıda konusu geçen yaklaşımlar gerçekte volüm düzenlemenin özel durumlarıdır. Bazı durumlarda ise istenmeyen yapıların görüntü haricinde tutulması bu yaklaşımlarla başarılamaz . Pek çok tarayıcıda ve çalışma konsolunda daha etkin işlem yapan çeşitli opsiyonları olan manuel işleme programları mevcuttur (49).

MIP imajlar vasküler kalsifikasyonların mevcudiyeti ve yaygınlığı konusunda en iyi bilgiyi sağlarlar. Algoritmin hızlı ve kolay uygulanabilir olması, damar ve çevre dokunun ayrımının yapılabilmesi diğer avantajlarıdır. MIP görüntülerde stenoz derecelerinin tespiti çok güvenli olmayıp stenozlar olduğundan fazlaymış

gibi değerlendirilebilir. Ayrıca 2 mm'den küçük arterler görüntülenemeyebilirler. MIP görüntülerde bazı segmentlerde parsiyel volum etkisi ve yeniden örneklemeye bağlı gelişen merdiven basamağı artefaktı sonuçların istenilen kalitede olmasını engellemekle birlikte aksiyel kesitlerden faydalandığında problem giderilebilmektedir. Kesit planına paralel seyreden damarlar parsiyel volum etkisinden daha fazla etkilenir, ancak kolimasyon değerinin aşağı "pitch" değerinin yukarı çekilmesi ile bu etkinin olabildiğince azaltılması mümkündür. Taramanın ve rekonstrüksiyonun daha ince bir gridle yapılması yeniden örnekleme ile gelişen MIP artefaktlarını minimale indirecektir (50,51).

Shaded Surface Display (SSD)

SSD kompleks üç boyutlu yapıların demonstrasyonu için geliştirilmiş basit bir tekniktir. Seçilen eşik değerün uygunluğuna belirgin şekilde bağlı olup, uygun olmayan eşik değerleri seçildiğinde, küçük çaplı damarlarda stenotik damar segmenti yanlış olarak oklúde ya da tamamen normal olarak değerlendirilebilir. Tek eşik değer kullanılması ile SSD kalsifikasyon ile damar lümenini birbirinden ayıramayabilir. Bu sebeple özellikle kalsifiye stenozların değerlendirilmesinde güvenilirliği düşüktür. Aksesuar arterler gibi küçük kalibrasyonlu arterlerin değerlendirilmesinde MIP için söylendiği gibi dikkatli olunmalıdır (52,53).

Volume Rendering Görüntüleme Tekniği (VRT)

VRT ile güçlendirilen spiral BTA konvansiyonel kateter anjiyografiye iyi bir alternatif olma yolundadır. VRT, damarlar ile çevrelerindeki yapıların optimum opak veya semi-transparent gösterilmesini sağlayan bir modalitedir. Her voksel için doku miktarının sistematik olarak ihtimal dahilinde hesaplanması ile olur. Bu teknikte dansiteler vasküler ve/veya perivasküler anatomik yapılara göre değişen derecelerde seçilmek suretiyle, süperpozisyonlara bağlı gelişen yorum zorluklarının önlenmesi mümkün olup, bu yöntem diğer 3 boyutlu tekniklerin çoğuna üstünlük sağlamıştır (54,55). Aynı anda hem kalsifik plakların hem de damar lümeninin vizualizasyonu mümkün olup MIP ve SSD'nin her ikisine de üstündür. Damar boyut ve oryantasyonundan daha az etkilenir (52,56). Bu yöntemle hem renkli "color-coded" hem de gri skala rekonstrüksiyonlar yapmak mümkündür. Renkli rekonstrüksiyonların gri skala rekonstrüksiyonlar ile

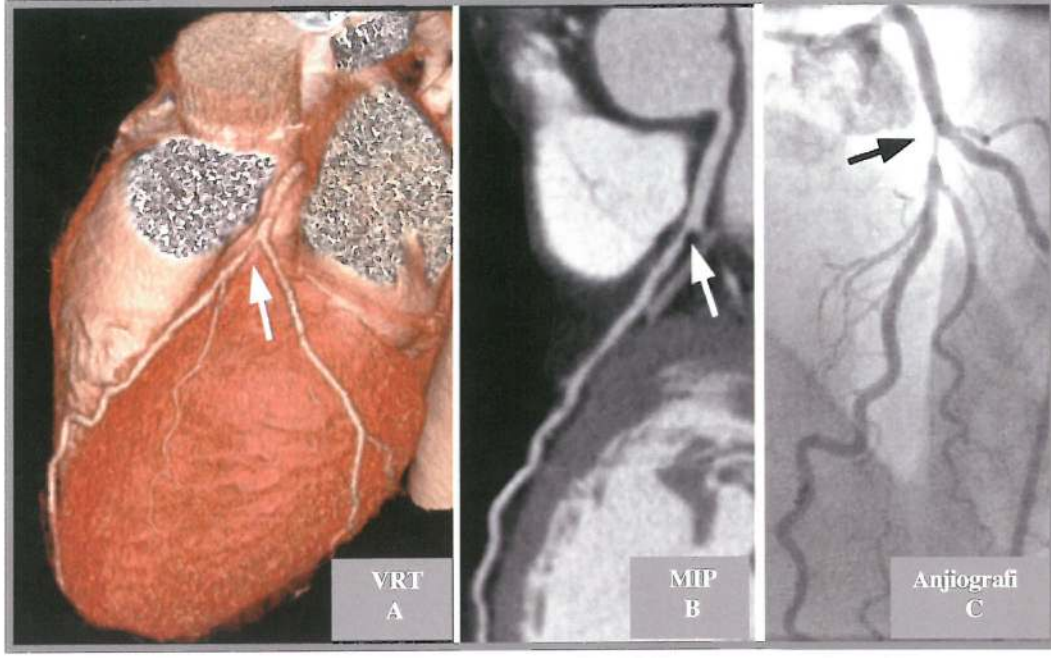
karşılaştırıldığında, dansitede yeterli farklılık varsa, bulguların gösterilmesinde daha gerçek sonuçlar verdiği görülmüştür. VRT'nin kullanımı ile diğer yöntemler konvansiyonel vizualizasyon teknikleri olarak kabul edilmeye başlanmıştır (57).

Thin-Slab Rendering Görüntüleme Tekniği

Thin –slab MIP veya multiplanar volume rendering (MPVR) gibi yeni geliştirilmiş olup 5-20 mm arası genişlikte uygulanarak standart MPR görüntülere göre daha uzun damar segmentlerinin görüntülenmesini mümkün kılmaktadır (52).

Aksiyel, MIP, “curved MPR”, SSD, ve VRT imajların stenozların değerlendirilmesindeki doğrulukları açısından fantom üzerinde in-vitro yapılan bir çalışmada 4 mm'den büyük çaplı damarlarda beş tekniğin de hata payı % 2,5'den az iken, 4 mm veya daha küçük çaplı damarlarda ilk dört tekniğin doğruluk derecesinin azaldığı, 2-4 mm çaplı damarlarda hatta 0,5-1 mm çaplı damarlarda VRT'nin daha başarılı olduğu gözlenmiştir. (46).

Koroner arterlerin değerlendirilmesinde; plak ve stenozların tespitinde VRT, MPR, MIP ve “curved MPR” ile en doğru sonuçlar alınırken stenoz lokalizasyonunun değerlendirilmesinde VRT önemlidir. Aberran anatominin tespitinde de yine VRT ön plana çıkmaktadır. Koroner arter anastomozlarında, venöz by-pass greftlerinin değerlendirilmesinde ve stent içindeki restenozların değerlendirilmesinde “curved MPR” daha başarılıdır.



Resim 17: SADA orijininde stenoz; (A) VRT, (B) MIP, (C) Konvansiyonel anjiografi görüntüleri

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Olgular

Bu prospektif çalışmada Kasım 2003–Temmuz 2004 tarihleri arasında Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Kardiyoloji Anabilim Dalı'nda koroner arter hastalığı şüphesi nedeniyle konvansiyonel koroner anjiyografi planlanmış 50 hastanın multidedektör spiral bilgisayarlı tomografi cihazı ile gerçekleştirilmiş koroner BT anjiyografileri değerlendirildi.

BT ve konvansiyonel koroner anjiyografi incelemeleri öncesi tüm hastalar, üniversite etik kurulunun uygun bulduğu yazılı formlarla ve sözel olarak bilgilendirilerek onayları alındı. Çalışmaya katılan hastaların hiçbirinin özgeçmişinde geçirilmiş by-pass cerrahisi, tanı ya da tedavi amaçlı (stent implantasyonu, perkütan translüminal anjioplasti) konvansiyonel koroner anjiyografi öyküsü bulunmamaktaydı.

Olguların hepsi sinüs ritmindeydi. Hamileler, renal yetmezliği olan (serum kreatinini $> 100 \mu\text{mol/l}$), hipertiroidi kliniği bulunan, özgeçmişlerinde iyotlu kontrast maddelere karşı alerjik reaksiyon öyküsü olan, aritmisi bulunan (en yüksek ve en düşük kalp hızı arasında >10 atım/dk fark tespit edilenler), ileri derecede kardiyak ve solunum yetmezliği olan hastalar ile supin pozisyonda yatmayı engelleyen özel durumu olan hastalar çalışmaya alınmadı. Ayrıca, kalp atım hızını düşürme amacıyla uygulanacak premedikasyon için, kontraendikasyonu bulunan hastalar (Tablo 5) ile inceleme öncesi klinik ya da teknik açıdan sakıncalı medikasyon uygulanmış hastalar (Tablo 6), çalışma dışında bırakıldı.

15'i kadın 35'i erkek toplam 50 hastanın yaşları 35–70 arasında değişmekte olup, yaş ortalaması $54,6 \pm 8,6$ olarak hesaplandı. Tüm hastalara BT koroner anjiyografi tetkiki, aynı gün içerisinde ve konvansiyonel koroner anjiyografi işlemi öncesinde uygulandı.

Premedikasyon

Hastaların BT masasına supin pozisyonda alınmasını takiben EKG monitörizasyonu yapıldı. Kalp atım hızı >60 atım/dk olan hastalarda ($n=34$);

antekübital fossa düzeyinden 20G intraketle damar yolu açılması sonrası, monitörden kalp hızı görüntülenerek, kontrollü şekilde 0,5-2 mg arasında değişen miktarda kısa ve çabuk etkili beta-blokör (BELOC ® 5mg/5ml metaprolol tartarat) iv infüzyonu yapıldı. Hastaların kalp hızları 45-97 atım/dk arasında değişmekteydi. Ortalama kalp hızı $63,52 \pm 11,04$ olarak hesaplandı. İşlem sırasında ölçülen ortalama kalp atım hızlarına göre hastalar sırasıyla <60 atım/dk, 60-70 atım/dk ve >70 atım/dk olarak üç ayrı grupta toplandı.

Multidedektör Spiral BT Anjiyografi

BT koroner anjiyografi incelemeleri 16 dedektörlü tarayıcı (Sensation 16, Siemens, Erlangen, Germany) kullanılarak gerçekleştirildi. Hastaların supin pozisyonunda BT masasına alınmasını takiben, antekübital fossa düzeyinden 20G intraketle damar yolu açıldı. 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 (140-160 HU) ayarlandı. Trakeal bifurkasyo (karina) düzeyi ile kalbin diafragmatik yüzü arasındaki alan tarama alanı olarak belirlendi. İnceleme esnasında prekontrast görüntüler alınmadı. Yüksek konsantrasyonda iyot (Tablo 7) içeren 150cc Ultravist 370/100 (Schering, Berlin, Germany), otomatik enjektör sistemi (medRAD) kullanılarak 5 ml/sn hızıyla enjekte edildi. “Bolus tracking” tekniği ile aort lümeninin işaretlenmiş olduğu tek kesitten yinelenen görüntüler alınırken, öngörülen eşik kontrastlanma düzeyine erişildiğinde, tarama cihaz tarafından otomatik olarak başlatıldı. Tablo 8’de belirtilen parametler ile senkronize EKG kaydı yapılarak tek bir nefes tutma zamanı içerisinde inceleme gerçekleştirildi.

Tablo 8. MDBT Protokolü

- **Spiral tarama** (Retrospective ECG gating)
- **Kolimasyon:** 16 x 0,75 mm
- **Kesit kalınlığı:** 1 mm
- **Rekonstrüksiyon intervali:** 0,5 mm
- **Tüp voltajı :** 120 kV
- **Efektif tüp akımı :** 550 mAs
- **Gantri rotasyon zamanı :** 420 msn
- **Gantri açısı :** 0 derece
- **Masa hızı (pitch faktörü):** 2,6 mm/rotasyon
- **FOW :** 18 cm
- **Tarama yönü :** Kraniokaudal
- **Tarama alanı :** 8 - 12 cm
- **Tarama zamanı :** 20 - 25 sn
- **Efektif radyasyon dozu :** ortalama 4,3 mSv (CAREdose)

İmajların Rekonstrüksiyonu

İmajlar 1 mm kesit kalınlığı ve 0,5 mm intervallerle, yumuşak doku filtresinde (kernelB20fsmooth), retrospektif EKG “gating” yöntemi kullanılarak rekonstrükte edildi.

Senkronize EKG kayıtlarına göre bir sonraki R dalgası pikinden 300 msn, 350 msn, 400 msn, 450 msn ve 500 msn öncesinden başlatılarak her hasta için toplam 5'er adet rekonstrüksiyon seti hazırlandı. Her hastada rekonstrüksiyon setlerinin hazırlanması için gerekli süre ortalama 10-15 dk olarak hesaplandı.

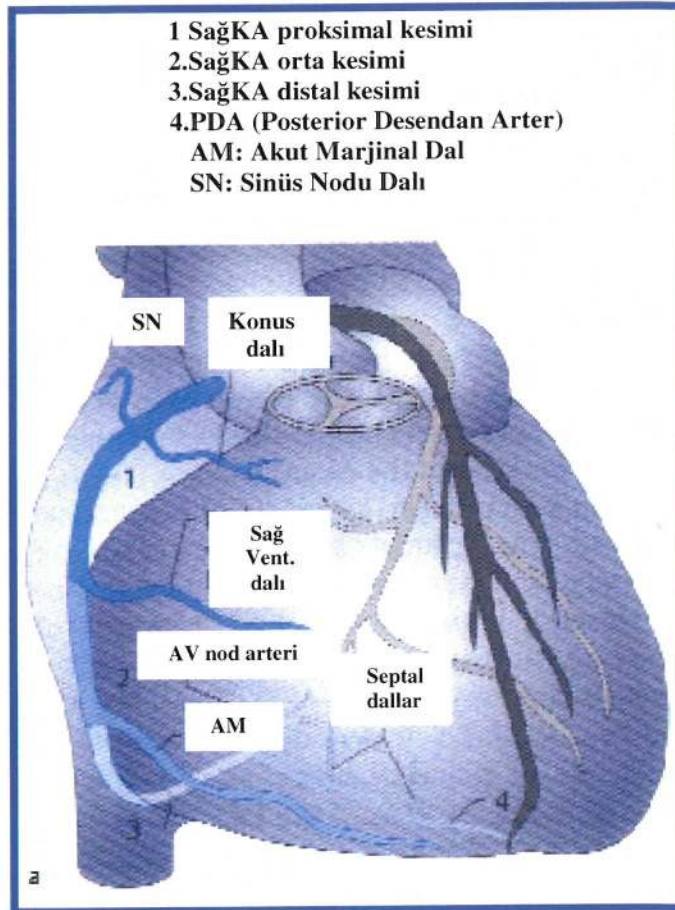
Tüm koroner arter segmentleri her rekonstrüksiyon setinde değerlendirilerek, en az hareket artefaktının gözlemlendiği setteki imajların işlenmesiyle karar verildi.

Verilerin Değerlendirilmesi

Koroner arterler American Heart Association (1975) klasifikasyonuna göre toplam 15 segmentte (Tablo 9) değerlendirildi (Resim 18,19,20).

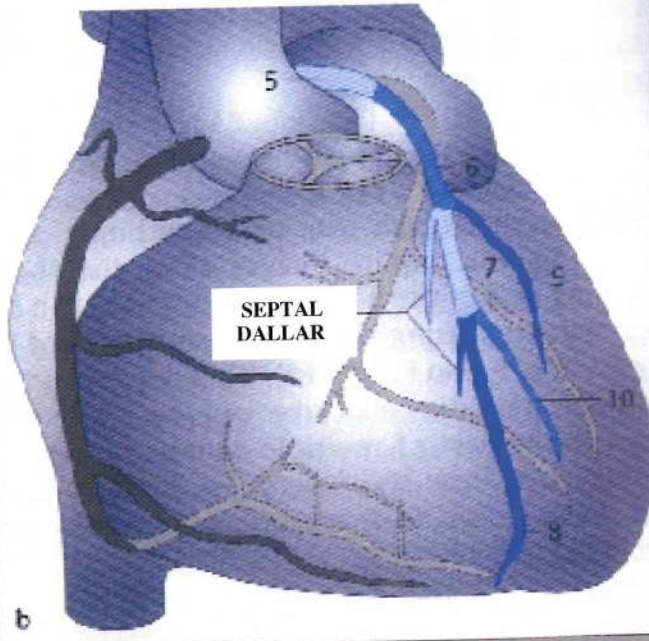
Tablo 9. Majör Koroner Arterlerin Segmenter Klasifikasyonu (AHA 1975)

- Segment 1 :** SağKA proksimal kesimi
Segment 2 : SağKA orta kesimi
Segment 3 : SağKA distal kesimi
Segment 4 : PDA (posterior desendan arter)
Segment 5 : SolKA (sol koroner arter)
Segment 6 : SADA proksimal kesimi
Segment 7 : SADA orta kesimi
Segment 8 : SADA distal kesimi
Segment 9 : D1 (İlk diagonal dal)
Segment 10 : D2 (İkinci diagonal dal)
Segment 11 : SSA proksimal kesimi
Segment 12 : OM (obtuse marjinal dal)
Segment 13 : SSA distal kesimi
Segment 14 : PL (posterolateral dal)
Segment 15 : PD (posterior desendan dal)



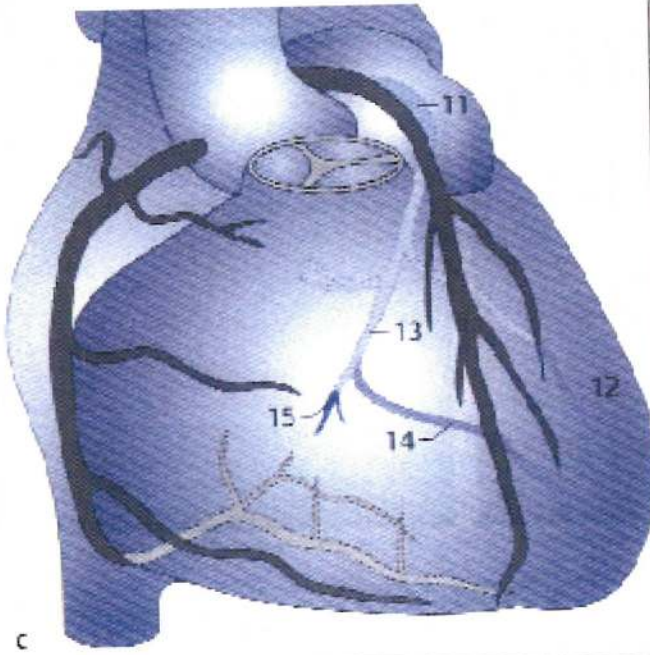
Resim 18: SağKA ve dalları

- 5 SolKA
- 6.SADA proksimal kesimi
- 7.SADA orta kesimi
- 8.SADA distal kesimi
- 9 D1: İlk diagonal dal
- 10 D2: İkinci diagonal dal



Resim 19: SADA ve dalları

- 11: SSA proksimal kesimi
- 12: OM (obtuse marjinal dalı)
- 13: SSA distal kesimi
- 14: PL: (posterolateral dalı)
- 15: PD: (posterior desendan dalı)



Resim 20: SSA ve dalları

Koroner arter segmentleri, rekonstrüksiyon setlerindeki aksiyel kaynak görüntülerden “değerlendirilebilen” ve “değerlendirilemeyen” segmentler olarak ikiye ayrıldı. Bir koroner arter segmenti;

1. Tüm segmenti boyunca artefaktsız olarak vizualize edilebiliyorsa,
2. Lümen ve damar duvarı ayrımı net olarak yapılabiliriyorsa,
3. Çevre dokulardan net olarak ayırt edilebiliyorsa, “değerlendirilebilir” kabul edildi.

Değerlendirilebilen tüm segmentler için aksiyel, koronal ve sagittal planda MIP rekonstrüksiyonlar, “straight” ve “curved“ MPR rekonstrüksiyonlar, VRT ile 3 boyutlu görüntüleme yapıldı.

Tüm koroner arter segmentleri için ateroskleroz varlığı, lokalizasyonu ve varsa stenoz derecesi araştırıldı.

Tanımlanan stenozlar 5 evrede sınıflandırıldı.

Evre 0	% 0	Normal
Evre 1	% 1 - 49	Nonobstrüktif hastalık
Evre 2	% 50 - 74	Belirgin stenoz
Evre 3	% 75 – 99	İleri derecede stenoz
Evre 4	% 100	Oklüzyon

Koroner arter segmentlerindeki stenoz yüzdesi, aksiyel plandaki kaynak görüntülerde ya da MPR imajlarda, stenotik damar segmentinin nonstenotik damar segmentine oranlanmasıyla hesaplandı. BT imajları için aterosklerotik plaklarda kalsifikasyon varlığı ve yokluğu belirtildi.

Değerlendirmeler tek radyolog tarafından körlemesine yöntemle konvansiyonel koroner anjiyografi sonuçları hakkında bilgisi olmaksızın yapıldı. Bulgular altın

standart yöntem olarak kabul edilen konvansiyonel koroner anjiyografi bulguları ile karşılaştırıldı.

Konvansiyonel Koroner Anjiyografi

Tüm hastalara konvansiyonel koroner anjiyografi tetkiki, aynı gün içerisinde ve BT koroner anjiyografi tetkikinden hemen sonra yapıldı. Transfemoral yoldan 6F vasküler introducer yerleştirilmesini takiben Judkins yöntemiyle sağ ve sol koroner arterler selektif kateterize edildi. Tüm koroner arter segmentleri en az iki ortogonal projeksiyonda vizualize edilecek şekilde, anjiyogramlar elde olundu. Sineanjiyogramlar dijital olarak kaydedildikten sonra bir NT programında (Acom PC V2,1; Siemens Medikal Sistemleri, Erlangen, Germany) 3 kardiyolog tarafından yorumlandı. MDBT koroner anjiyografide olduğu gibi stenoz varlığı, lokalizasyonu ve derecesi tespit belirtildi.

İstatistiksel Analiz

Verilerin istatistiksel analizi SPSS for Windows Release IIS programında yapıldı. Değerlendirmelerde, MDBT koroner anjiyografi ile konvansiyonel koroner anjiyografi teknikleri arasındaki ilişkiler Khi-kare testi ve Kendall's Tau katsayıları ile tespit edildi. Ayrıca her iki tekniğin birbirlerini destekleme oranları da hesaplandı.

4. BULGULAR

Olgular

Bu prospektif çalışmada Kasım 2003–Temmuz 2004 tarihleri arasında Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Kardiyoloji Anabilim Dalı'nda koroner arter hastalığı şüphesi nedeniyle konvansiyonel koroner anjiyografi planlanmış 50 hastanın multidedektör spiral bilgisayarlı tomografi cihazı ile gerçekleştirilmiş koroner BT anjiyografileri değerlendirildi. Hastaların tümünde multidedektör BT koroner anjiyografi ve konvansiyonel koroner anjiyografi incelemeleri komplikasyonsuz olarak gerçekleştirildi.

15'i kadın (% 30), 35'i erkek (% 70) toplam 50 hastanın yaşları 35 ile 70 arasında değişmekteydi . Yaş ortalaması $54,6 \pm 8,6$ olarak hesaplandı.

Kalp Hızı

Hastaların BT masasına supin pozisyonunda alınmasını takiben EKG monitörizasyonu yapıldı. Kalp atım hızı >60 atım/dk olan hastalarda ($n=34$); antekübital fossa düzeyinden 20G intraketle damar yolu açılması sonrası, monitörden kalp hızı görüntülenerek, kontrollü şekilde 0,5-2 mg arasında değişen miktarda kısa ve çabuk etkili beta-blokör (BELOC ® - 5mg/5ml metaprolol tartarat) iv infüzyonu yapıldı. Kalp atım hızını 60 atım/dk 'nın altına düşürmek için 8 hastaya 0,5 mg (% 16), 16 hastaya 1 mg (% 32), 1 hastaya 1,5 mg (% 2), 9 hastaya 2 mg (% 18) iv beta-blokör verildi. BT işlemi öncesinde kalp atım hızı < 60 atım/dk ölçülen 16 hastaya premedikasyon uygulanmadı.

Hastaların kalp hızları 45-97 atım/dk arasında değişmekteydi. Ortalama kalp hızı $63,52 \pm 11,04$ olarak hesaplandı. İşlem sırasında ölçülen ortalama kalp atım hızlarına göre hastalar sırasıyla <60 atım/dk, 60-70 atım/dk ve >70 atım/dk olarak üç ayrı grupta toplandı.

21 hastanın kalp hızı <60 atım/dk (% 42), 18 hastanın kalp hızı 60-70 atım/dk (% 36), 11 hastanın kalp hızı >70 atım/dk (% 22) olarak ölçüldü. BT işlemi öncesi premedikasyon uygulanmış 34 hastada kalp atım hızında ortalama 8 atım/dk düşüş sağlandı ($p<0001$).

Koroner Arterlerin Değerlendirilmesi

Koroner arterler American Heart Association (1975) klasifikasyonuna göre toplam 15 segmentte (Tablo 9) değerlendirildi. 50 hastada toplam 750 koroner arter segmenti incelendi.

Multidedektör BT koroner anjiyografi incelemede, 50 hastanın 22' sinde (% 44) tüm koroner arter segmentleri (n=330) normal olarak değerlendirildi. Bu hastaların 7'si kadın 15'i erkekti. 22 hastanın hepsinde de konvansiyonel koroner anjiyografi tetkiki normal olarak rapor edildi ($p<0,001$).

Multidedektör BT koroner anjiyografi incelemede 28 hastada toplam 420 koroner arter segmentinin 66 'sı değerlendirilemedi. Değerlendirilemeyen 66 koroner arter segmentinin 16'sında (%24) hareket artefaktı, 50'sinde (% 76) distal koroner arter segmentlerinde damar çapının azalmış olmasının etkili olduğu gözlemlendi. Hareket artefaktı nedeniyle değerlendirilemeyen 16 koroner arter segmenti içerisinde en sık etkilenenin SağKA ve dalları (% 56) olduğu gözlemlendi (1 adet segment 1, 4 adet segment 3, 4 adet segment 4). Hareket artefaktı nedeniyle değerlendirilemeyen diğer segmentlerin SSA ve dalları (%44) olduğu dikkati çekti (1 adet segment 11, 3 adet segment 14, 3 adet segment 15).

Toplam 50 hastada 750 koroner arter segmenti incelendiğinde 684 segment (% 91) değerlendirilebilir kabul edildi.

Değerlendirilebilen ve değerlendirilemeyen koroner arter segmentleri birlikte analiz edildiğinde, multidedektör BT koroner anjiyografi için koroner arter stenozlarının evrelendirilmesinde, sensitivite %91, spesifite %82, negatif prediktif değer %95, pozitif prediktif değer %81 olarak ölçüldü.

Değerlendirilebilen her koroner arter segmenti için, multidedektör BT koroner anjiyografinin stenoz evrelerini saptamada doğruluk oranları (DO), Kendall's tau-b (K) ve (p) değerleri şu şekilde ölçülmüştür. (Tablo 11-23):

49 adet segment 1'de 48 (DO %97,9, K değeri 0,92, $p<0,001$); 50 adet segment 2'de 41 (DO %82, K değeri 0,71, $p<0,001$); 46 adet segment 3'te 44 (DO %95,6, K değeri 0,86 $p<0,001$); 46 adet segment 4'de 40 (DO %88, K değeri 0,80,

p<0,001); 50 adet segment 5'te tümünde (DO %100, K değeri 1,00, p<0,001); 50 adet segment 6'da 44 (DO %88, K değeri 0,67, p<0,001); 50 adet segment 7'de 40 (DO %80, K değeri 0,75 ölçüldü, p<0,001); 50 adet segment 8'de 44 (DO %88, K değeri 0,67 p<0,001); 50 adet segment 10'da 43 (DO %86, K değeri 0,62 p<0,001); 50 adet segment 9'da 46 (DO %92, K değeri 0,64, p< 0,001); 49 adet segment 11'de 44 (DO %89,7 K değeri 0,60, p<0,001); 50 adet segment 12'de 49 (DO %98,0 K değeri 0,99, p< 0,001).50 adet segment 13'te 43 (DO %86,0 K değeri 0,76, p< 0,001) segmentin stenoz evresi doğru olarak tespit edilmiştir.

Tüm koroner arter segmentleri normal olarak değerlendirilen 22 hastanın dışında kalan, 28 hastada SSA'in distal dalları olan segment 14 (posterolateral dal) ve segment 15 (posterior desendan dal) damar segmentlerinin ileri derecede ince kalibrasyonlu olmaları sebebiyle, multidetektör BT koroner anjiyografi tetkikinde değerlendirilemedi.

Tablo 10. Segment 1 Stenozlarında MDBT ve Anjiyografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiyografi				
MDBT	Evre 0	Evre 2	Evre 3	Evre 4	Toplam
Evre 0	43 (% 97,7)	1 (% 2,3)	0 (% 0)	0 (% 0)	44 (% 100)
Evre 3	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)	0 (% 0)	1 (% 100)
Evre 4	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	4 (% 100)	4 (% 100)
Toplam	43 (% 87,7)	1 (% 2,0)	1 (% 2,0)	4 (% 8,0)	49 (% 100)

Tablo 11. Segment 2 Stenozlarında MDBT ve Anjiografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiografi				
MDBT	Evre 0	Evre 1	Evre 2	Evre 4	Toplam
Evre 0	33 (% 91,7)	0 (% 0)	3 (% 8,3)	0 (% 0)	36 (% 100)
Evre 1	4 (% 80,0)	1 (% 20,0)	0 (% 0)	0 (% 0)	5 (% 100)
Evre 2	0 (% 0)	1 (% 100)	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)
Evre 3	0 (% 0)	1 (% 100)	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)
Evre 4	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	7 (% 100)	7 (% 100)
Toplam	37 (% 74,0)	3 (% 6,0)	3 (% 6,0)	7 (% 100)	50 (% 100)

Tablo 12. Segment 3 Stenozlarında MDBT ve Anjiografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiografi			
MDBT	Evre 0	Evre 1	Evre 4	Toplam
Evre 0	37 (% 97,3)	0 (% 0)	1 (% 2,7)	38 (% 100)
Evre 1	1 (% 50,0)	1 (% 50,0)	0 (% 0)	2 (% 100)
Evre 4	0 (% 0)	0 (% 0)	6 (% 100)	6 (% 100)
Toplam	38 (% 82,6)	1 (% 2,1)	7 (% 15,3)	46 (% 100)

Tablo 13. Segment 4 Stenozlarında MDBT ve Anjiografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiografi				
MDBT	Evre 0	Evre 2	Evre 3	Evre 4	Toplam
Evre 0	35 (% 94,6)	0 (% 0)	1 (% 2,7)	1 (% 2,7)	37 (% 100)
Evre 1	1 (% 25,0)	2 (% 50,0)	1 (% 25,0)	0 (% 0)	4 (% 100)
Evre 3	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)	0 (% 0)	1 (% 100)
Evre 4	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	4 (% 100)	4 (% 100)
Toplam	36 (% 78,3)	2 (% 4,3)	3 (% 6,5)	5 (% 10,9)	46 (% 100)

Tablo 14. Segment 5 Stenozlarında MDBT ve Anjiografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiografi			
MDBT	Evre 0	Evre 1	Evre 3	Toplam
Evre 0	47 (% 100)	0 (% 0)	0 (% 0)	47 (% 100)
Evre 1	0 (% 0)	2 (% 100)	0 (% 0)	2 (% 100)
Evre 3	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)	1 (% 100)
Toplam	47 (% 94,0)	2 (% 4,0)	1 (% 2,0)	50 (% 100)

Tablo 15. Segment 6 Stenozlarında MDBT ve Anjiyografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiyografi			
MDBT	Evre 0	Evre 1	Evre 3	Toplam
Evre 0	37 (% 97,4)	1 (% 2,6)	0 (% 0)	38 (% 100)
Evre 1	4 (% 50,0)	4 (% 50,0)	0 (% 0)	8 (% 100)
Evre 2	1 (% 100)	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)
Evre 3	0 (% 0)	0 (% 0)	3 (% 100)	3 (% 100)
Toplam	42 (% 84,0)	5 (% 10,0)	3 (% 6,0)	50 (% 100)

Tablo 16. Segment 7 Stenozlarında MDBT ve Anjiyografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiyografi					
MDBT	Evre 0	Evre 1	Evre 2	Evre 3	Evre 4	Toplam
Evre 0	33 (% 94,3)	1 (% 2,9)	1 (% 2,9)	0 (% 0)	0 (% 0)	35 (% 100)
Evre 1	3 (% 42,9)	2 (% 28,6)	1 (% 14,3)	1 (% 14,3)	0 (% 0)	7 (% 100)
Evre 2	0 (% 0)	0 (% 0)	4 (% 66,7)	2 (% 33,3)	0 (% 0)	6 (% 100)
Evre 3	0 (% 0)	1 (% 100)	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)
Evre 4	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)	1 (% 100)
Toplam	36 (% 72,0)	4 (% 8,0)	6 (% 12,0)	3 (% 6,0)	1 (% 2,0)	50 (% 100)

Tablo 17. Segment 8 Stenozlarında MDBT ve Anjiografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiografi				
MDBT	Evre 0	Evre 1	Evre 2	Evre 3	Toplam
Evre 0	39 (% 95,1)	0 (% 0)	0 (% 0)	2 (% 4,9)	41 (% 100)
Evre 1	2 (% 22,2)	5 (% 55,6)	1 (% 11,1)	1 (% 11,1)	9 (% 100)
Toplam	41 (% 82,0)	5 (% 10,0)	1 (% 2,0)	3 (% 6,0)	50 (% 100)

Tablo 18. Segment 9 Stenozlarında MDBT ve Anjiografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiografi					
MDBT	Evre 0	Evre 1	Evre 2	Evre 3	Evre 4	Toplam
Evre 0	41 (% 95,3)	0 (% 0)	1 (% 2,3)	1 (% 2,3)	0 (% 0)	43 (% 100)
Evre 1	1 (% 25,0)	3 (% 75,0)	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	4 (% 100)
Evre 2	1 (% 50,0)	0 (% 0)	1 (% 50,0)	0 (% 0)	0 (% 0)	2 (% 100)
Evre 4	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)	1 (% 100)
Toplam	43 (% 86,0)	3 (% 6,0)	2 (% 4,0)	1 (% 2,0)	1 (% 2,0)	50 (% 100)

Tablo 19. Segment 10 Stenozlarında MDBT ve Anjiyografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiyografi				
MDBT	Evre 0	Evre 2	Evre 3	Evre 4	Toplam
Evre 0	40 (% 93,0)	1 (% 2,3)	2 (% 4,7)	0 (% 0)	43 (% 100)
Evre 1	1 (% 100)	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)
Evre 2	1 (% 25,0)	1 (% 25,0)	2 (% 50,0)	0 (% 0)	4 (% 100)
Evre 3	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)	0 (% 0)	1 (% 100)
Evre 4	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)	1 (% 100)
Toplam	42 (% 84,0)	2 (% 4,0)	5 (% 10,0)	1 (% 2,0)	50 (% 100)

Tablo 20. Segment 11 Stenozlarında MDBT ve Anjiyografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiyografi				
MDBT	Evre 0	Evre 1	Evre 2	Evre 3	Toplam
Evre 0	42 (% 97,6)	1 (% 2,4)	0 (% 0)	0 (% 0)	43 (% 100)
Evre 1	3 (% 75,0)	0 (% 0)	1 (% 25,0)	0 (% 0)	4 (% 100)
Evre 2	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)	0 (% 0)	1 (% 100)
Evre 3	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)	1 (% 100)
Toplam	45 (% 92,0)	1 (% 2,0)	2 (% 4,0)	1 (% 2,0)	49 (% 100)

Tablo 21. Segment 12 Stenozlarında MDBT ve Anjiyografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiyografi			
MDBT	Evre 0	Evre 1	Evre 2	Toplam
Evre 0	47 (% 100)	0 (% 0)	0 (% 0)	47 (% 100)
Evre 1	0 (% 0)	1 (% 50,0)	1 (% 50,0)	2 (% 100)
Evre 2	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)	1 (% 100)
Toplam	47 (% 94,0)	1 (% 2,0)	2 (% 4,0)	50 (% 100)

Tablo 22 . Segment 13 Stenozlarında MDBT ve Anjiyografi Sonuçları

	Konvansiyonel Anjiyografi				
MDBT	Evre 0	Evre 1	Evre 2	Evre 3	Toplam
Evre 0	40 (% 97,6)	0 (% 0)	1 (% 2,4)	0 (% 0)	41 (% 100)
Evre 1	0 (% 0)	1 (% 33,3)	1 (% 33,3)	1 (% 33,3)	3 (% 100)
Evre 2	2 (% 50,0)	0 (% 0)	1 (% 25,0)	1 (% 25,0)	4 (% 100)
Evre 3	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)	1 (% 100)
Evre 4	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	1 (% 100)	1 (% 100)
Toplam	42 (% 84,0)	2 (% 4,0)	5 (% 10,0)	1 (% 2,0)	50 (% 100)

Değerlendirilebilen koroner arter segmentlerinde stenoz evresinin saptanmasında multidetektör BT koroner anjiyografi tetkikinin doğruluk oranları tablo 23'te özetlenmiştir.

Tablo 23. Koroner Arter Segmentlerinde Stenoz Evresinin Saptanmasında

MDBT Koroner Anjiyografi Doğruluk Oranları

	Doğruluk Oranı	Kendall's tau-b	P
Segment 1 SağKA proksimal kesimi	% 97,9	0,92	<0,001
Segment 2 SağKA orta kesimi	% 82,0	0,71	<0,001
Segment 3 SağKA distal kesimi	% 95,6	0,86	<0,001
Segment 4 PDA (posterior desendan dal)	% 88,0	0,80	<0,001
Segment 5 SolKA (sol koroner arter)	% 100	1,00	<0,001
Segment 6 SADA proksimal kesimi	% 88,0	0,67	<0,001
Segment 7 SADA orta kesimi	% 80,0	0,75	<0,001
Segment 8 SADA distal kesimi	% 88,0	0,67	<0,001
Segment 9 D1 (İlk diagonal dal)	% 92,0	0,64	<0,001
Segment 10 D2 (İkinci diagonal dal)	% 87,0	0,60	<0,001
Segment 11 SSA proksimal kesimi	% 89,7	0,60	<0,001
Segment 12 OM (obtuse marjinal dal)	% 98,0	0,99	<0,001
Segment 13 SSA distal kesimi	% 86,0	0,76	<0,001

MDBT koroner anjiyografi tetkikinde, koroner arter segmentlerindeki stenoz evresinin saptanmasında olguların kalp atım hızının etkisi incelendi. BT anjiyografi işlemi sırasında ölçülen ortalama kalp atım hızlarına göre 3 grupta toplanmış olgular için her koroner arter segmentinde doğruluk oranı araştırıldı. Kalp atım hızlarına göre, koroner arter segmentlerindeki stenoz evresinin saptanmasında MDBT koroner anjiyografi için doğruluk oranları aşağıdaki tablolarda (Tablo 24-36) verilmiştir.

Tablo 24. Segment 1 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 1 (SağKA proksimal kesimi)	KALP HIZI		
	< 60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	20	18	11
Doğruluk oranı	% 100 (n=20)	% 94,4 (n=17)	% 100 (n=11)
Kendall's tau-b	1,00	0,86	1,00
P	<0,001	<0,001	<0,001

Tablo 25. Segment 2 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 2 (SağKA orta kesimi)	KALP HIZI		
	<60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	21	18	11
Doğruluk oranı	% 85,7 (n=18)	% 72,2 (n=13)	% 90,9 (n=10)
Kendall's tau-b	0,79	0,59	0,83
P	<0,001	<0,001	<0,001

Tablo 26. Segment 3 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 3 (SağKA distal kesimi)	KALP HIZI		
	<60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	19	16	11
Doğruluk oranı	% 100 (n=19)	% 87,5 (n=14)	% 100 (n=11)
Kendall's tau-b	1,00	0,63	1,00
P	<0,001	<0,01	<0,001

Tablo 27. Segment 4 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 4 (Posterior desendan arter)	KALP HIZI		
	< 60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	19	16	11
Doğruluk oranı	% 89,4 (n=17)	% 81,2 (n=13)	% 90,9 (n=10)
Kendall's tau-b	0,87	0,86	0,88
P	<0,001	<0,01	<0,001

Tablo 28. Segment 5 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 5 (SolKA , sol koroner arter)	KALP HIZI		
	<60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	21	18	11
Doğruluk oranı	% 100 (n=21)	% 100 (n=18)	% 100 (n=11)
Kendall's tau-b	1,00	1,00	1,00
P	<0,001	<0,001	<0,001

Tablo 29. Segment 6 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 6 (SADA proksimal kesimi)	KALP HIZI		
	<60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	21	18	11
Doğruluk oranı	% 95,2 (n=20)	% 72,2 (n=13)	% 100 (n=11)
Kendall's tau-b	0,82	0,37	1,00
P	<0,001	<0,05	<0,01

Tablo 30. Segment 7 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 7 (SADA orta kesimi)	KALP HIZI		
	< 60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	21	18	11
Doğruluk oranı	% 95,2 (n=20)	% 66,6 (n=12)	% 72,7 (n=8)
Kendall's tau-b	0,90	0,64	0,62
P	<0,001	<0,05	<0,01

Tablo 31. Segment 8 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 8 (SADA distal kesimi)	KALP HIZI		
	<60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	21	18	11
Doğruluk oranı	% 95,2 (n=20)	% 72,2 (n=13)	% 100 (n=11)
Kendall's tau-b	0,73	0,53	1,00
P	<0,001	<0,05	<0,001

Tablo 32. Segment 9 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 9 (D1, İlk diagonal dal)	KALP HIZI		
	< 60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	21	18	11
Doğruluk oranı	% 90,4 (n=19)	% 88,8 (n=16)	% 90,9 (n=10)
Kendall's tau-b	0,85	0,37	0,72
P	<0,001	<0,001	<0,01

Tablo 33:Segment 10 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 10 (D2, İkinci diagonal dal)	KALP HIZI		
	< 60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	21	18	11
Doğruluk oranı	% 90,4 (n=19)	% 83,3 (n=15)	% 81,8 (n=9)
Kendall's tau-b	0,80	0,30	0,81
P	<0,001	>0,05	<0,01

Tablo 34. Segment 11 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 11 (SSA proksimal kesimi)	KALP HIZI		
	<60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	21	18	10
Doğruluk oranı	% 90,4 (n=19)	% 88,8 (n=16)	% 90,0 (n=9)
Kendall's tau-b	0,48	0,60	0,70
P	<0,001	<0,001	<0,001

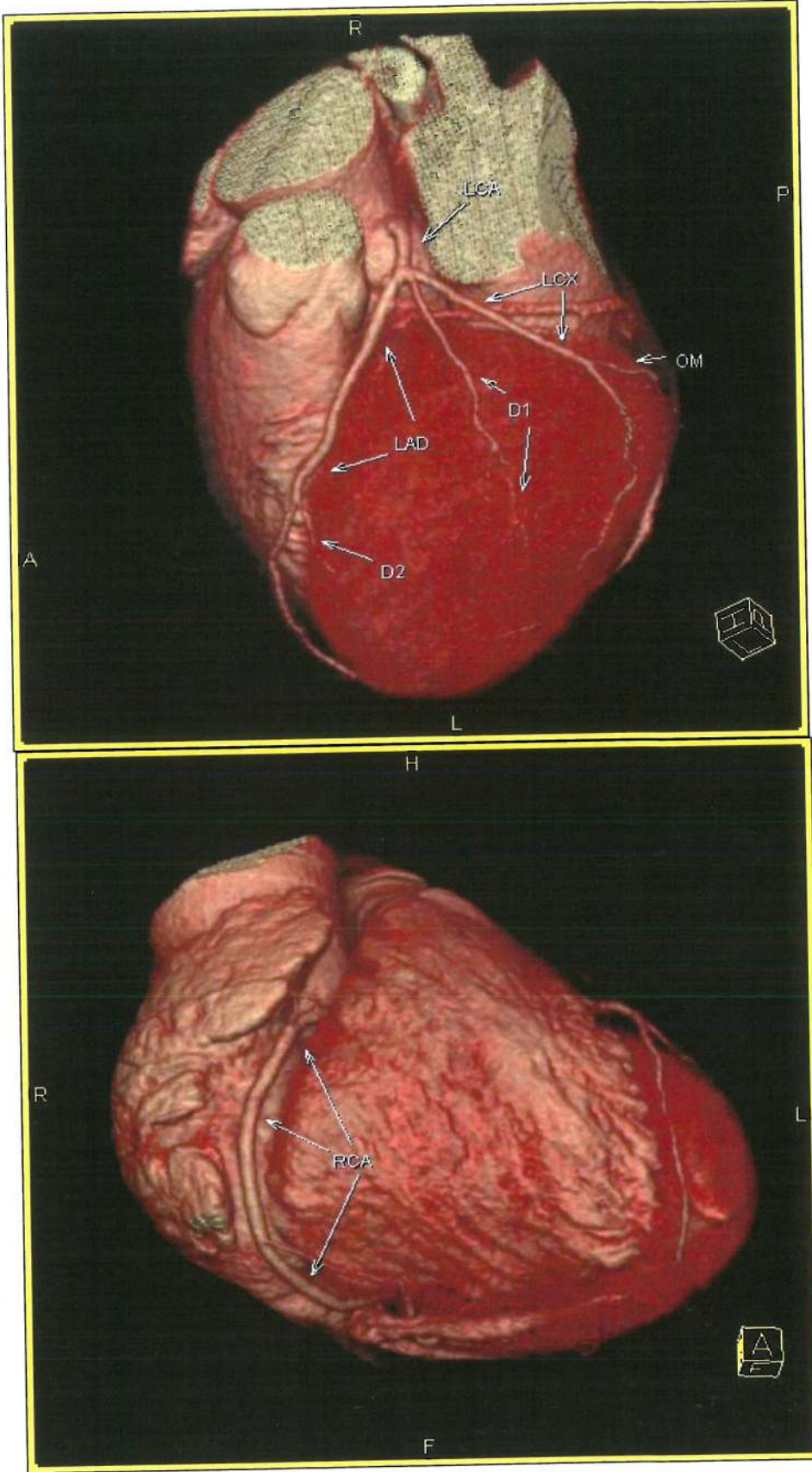
Tablo 35. Segment 12 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 12 (OM, Obtuse marjinal dal)	KALP HIZI		
	< 60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	21	18	11
Doğruluk oranı	% 100 (n=21)	% 94,4 (n=17)	% 100 (n=11)
Kendall's tau-b	1,00	0,73	1,00
P	<0,001	<0,001	<0,001

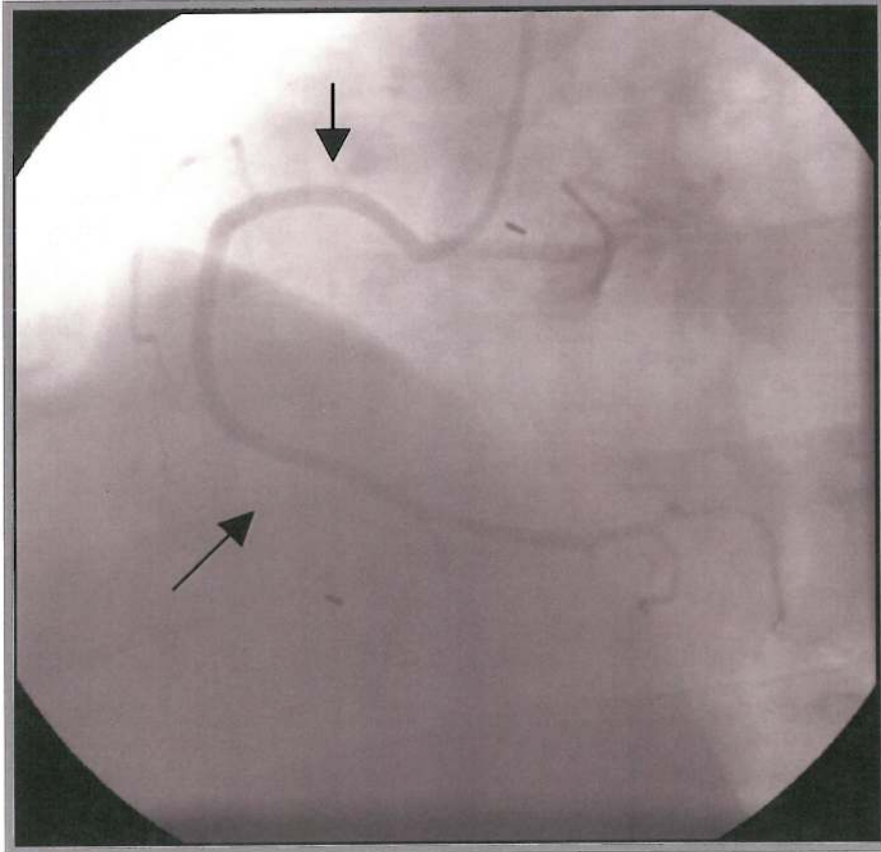
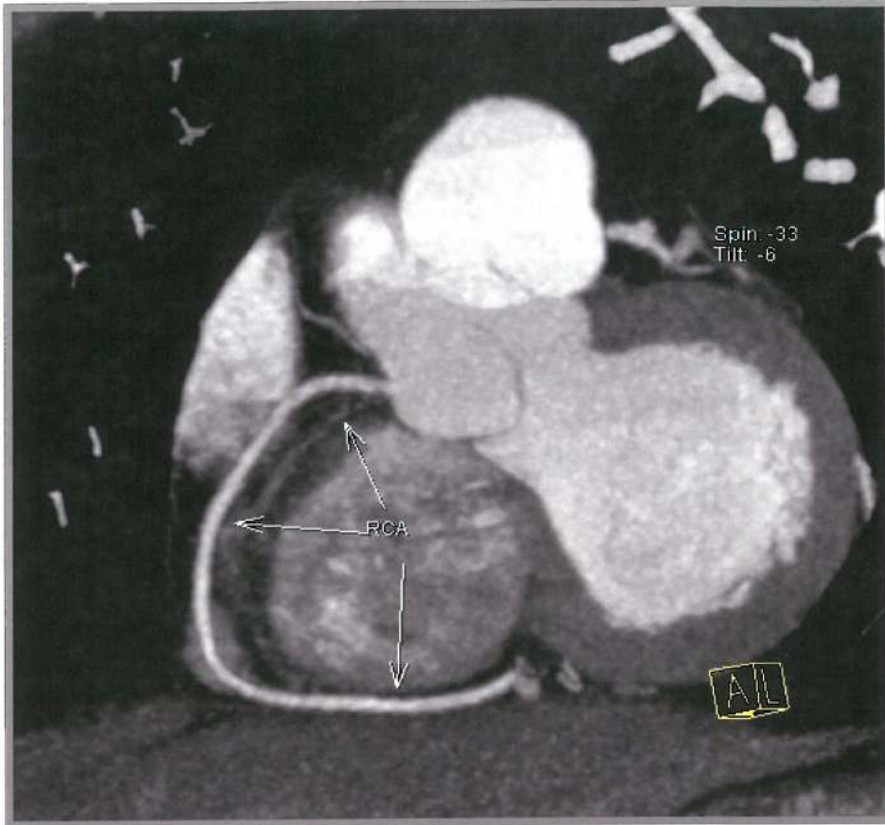
Tablo 36. Segment 13 Stenozlarında Kalp Hızının MDBT Anjiyografiye Etkisi

SEGMENT 13 (SSA distal kesimi)	KALP HIZI		
	< 60 atım /dk	60-70 atım/dk	>70 atım/dk
Değerlendirilebilen segmentler	21	18	11
Doğruluk oranı	% 90,4 (n=19)	% 83,3 (n=15)	% 81,8 (n=9)
Kendall's tau-b	0,47	0,93	0,81
P	<0,001	<0,001	<0,05

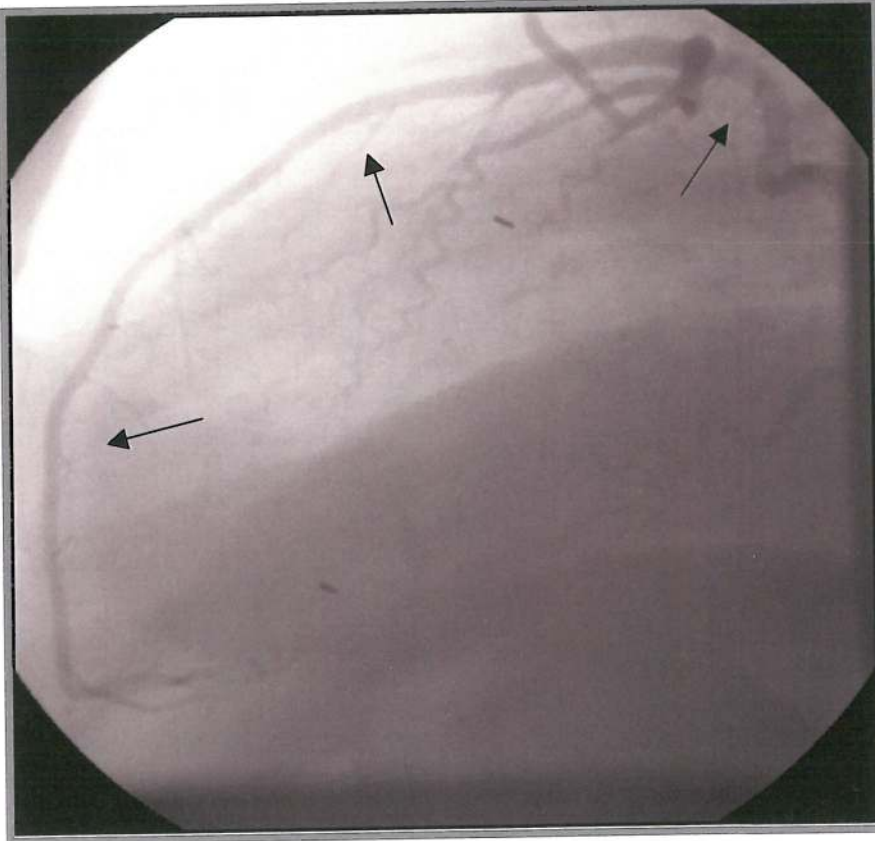
Koroner arter segmentlerindeki stenoz evresinin saptanmasında olguların kalp atım hızının etkisi incelendiğinde; tüm koroner arter segmentleri için ortalama doğruluk oranları kalp hızı, <60 atım/dk olan olgularda %94,2, 60-70 atım/dk olan olgularda %83,4 ve >70 atım/dk olan olgularda %92,0 ölçülmüştür.



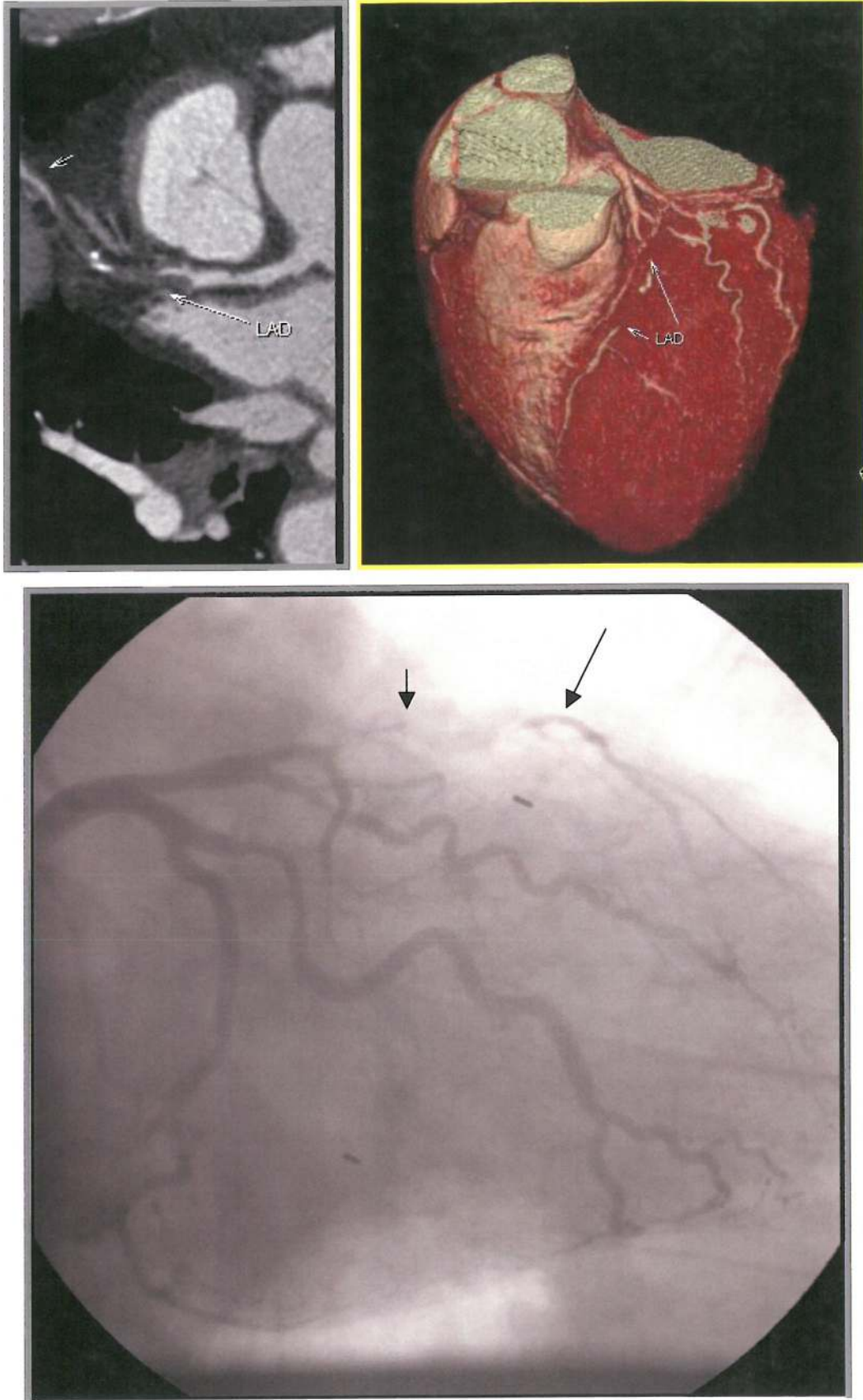
Resim 21: 58y ♂ normal olgu VRT rekonstrüksiyon görüntüleri; (üstte) SolKA (LCA), SADA (LAD) ve D1,D2 dalları, SSA (LCX) ve OM dalı, (altta) SağKA (RCA) tüm segmenti boyunca izleniyor



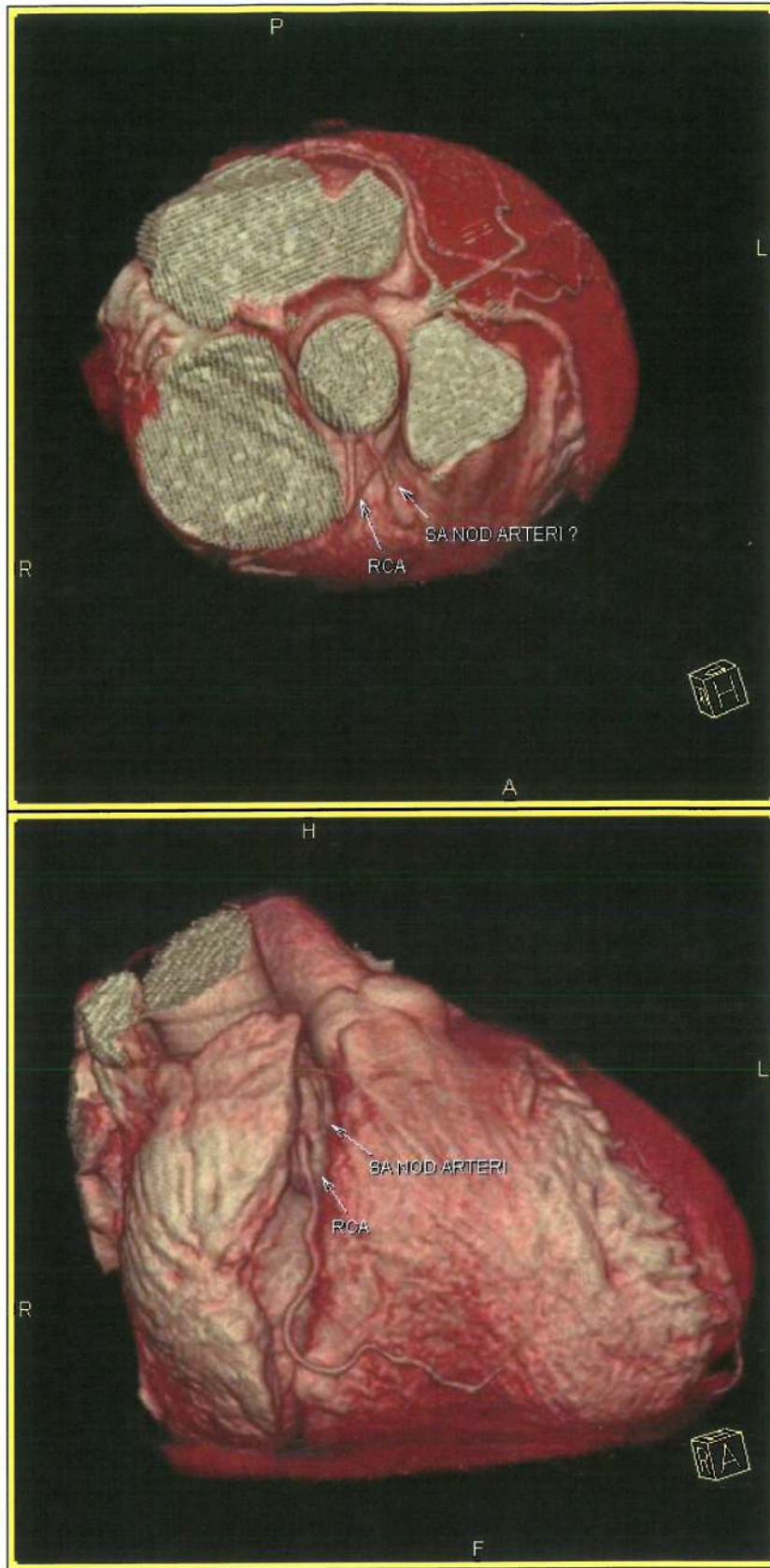
Resim 22: 61y ♂ normal olgu; (üstte) normal SağKA (RCA) MIP görüntüsü, (altta) konvansiyonel anjiografide selektif SağKA enjeksiyonunda normal sınırlarda SağKA (oklar)



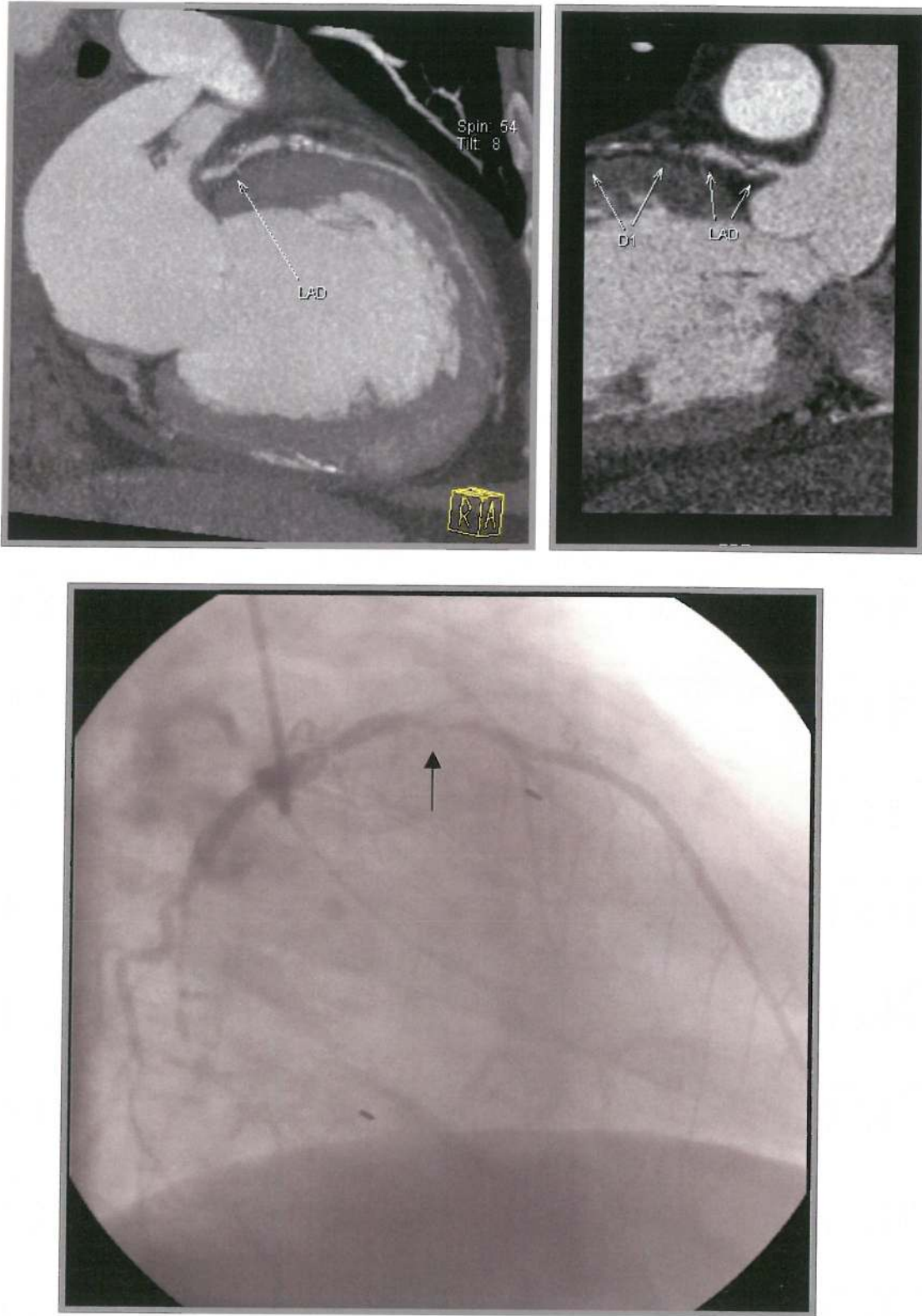
Resim 23: 58y ♂ normal olgu; (üstte) “curved MPR” görüntüde normal SADA (LAD), (altta) konvansiyonel anjiografide normal SADA (90 ° sol anterior oblik projeksiyon)



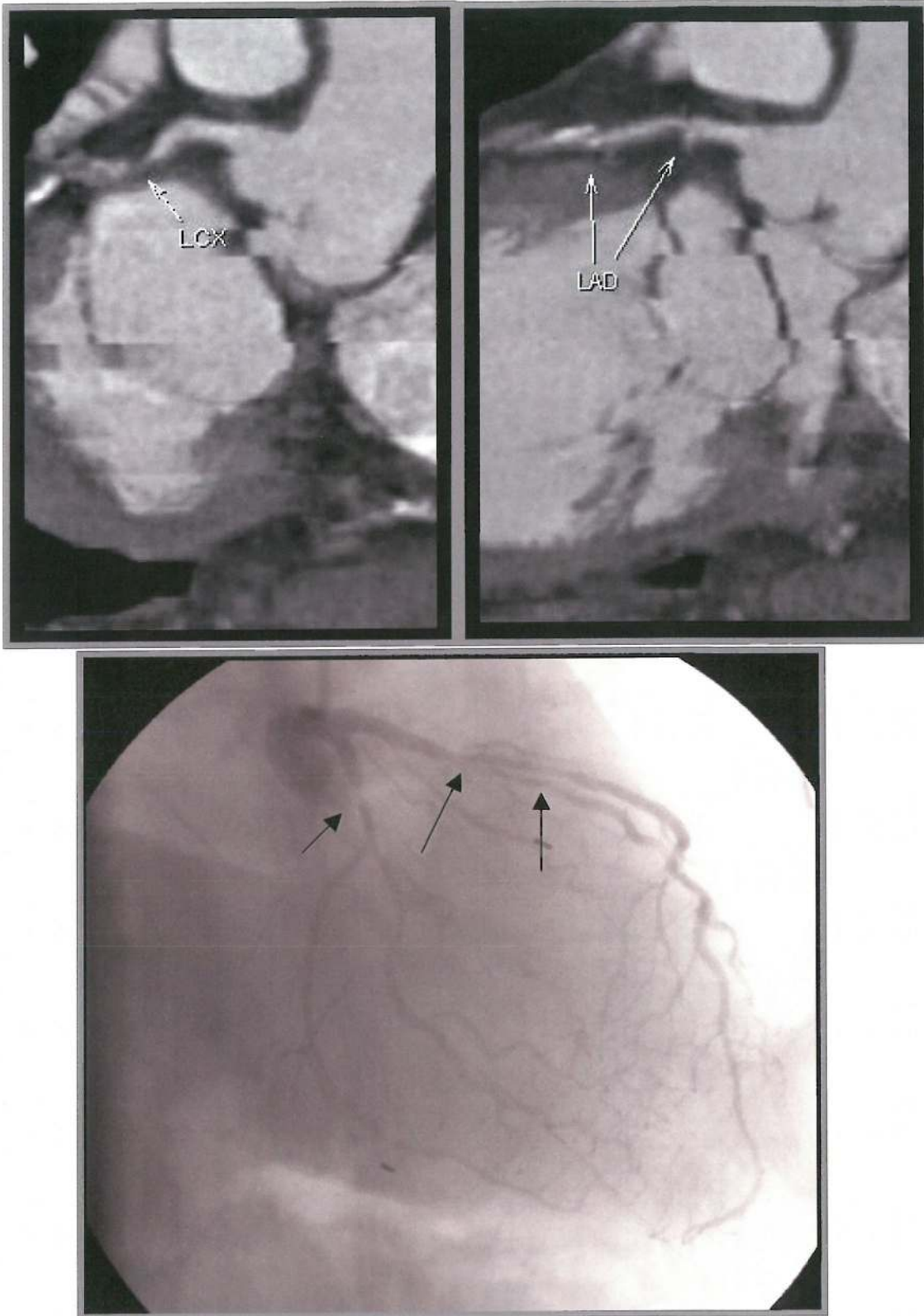
Resim 24: 61y ♂ olgu; (üstte solda) “curved MPR” görüntüde SADA (LAD) orta kesimde oklüzyon, distalde rekonstrüksiyon (kısa ok), (üstte sağda) VRT imajda SADA (LAD) devamlılığında bozulma , (altta) konvansiyonel anjiografide SADA orta kesimde oklüzyon (kısa ok), distalde rekonstrüksiyon (uzun ok)



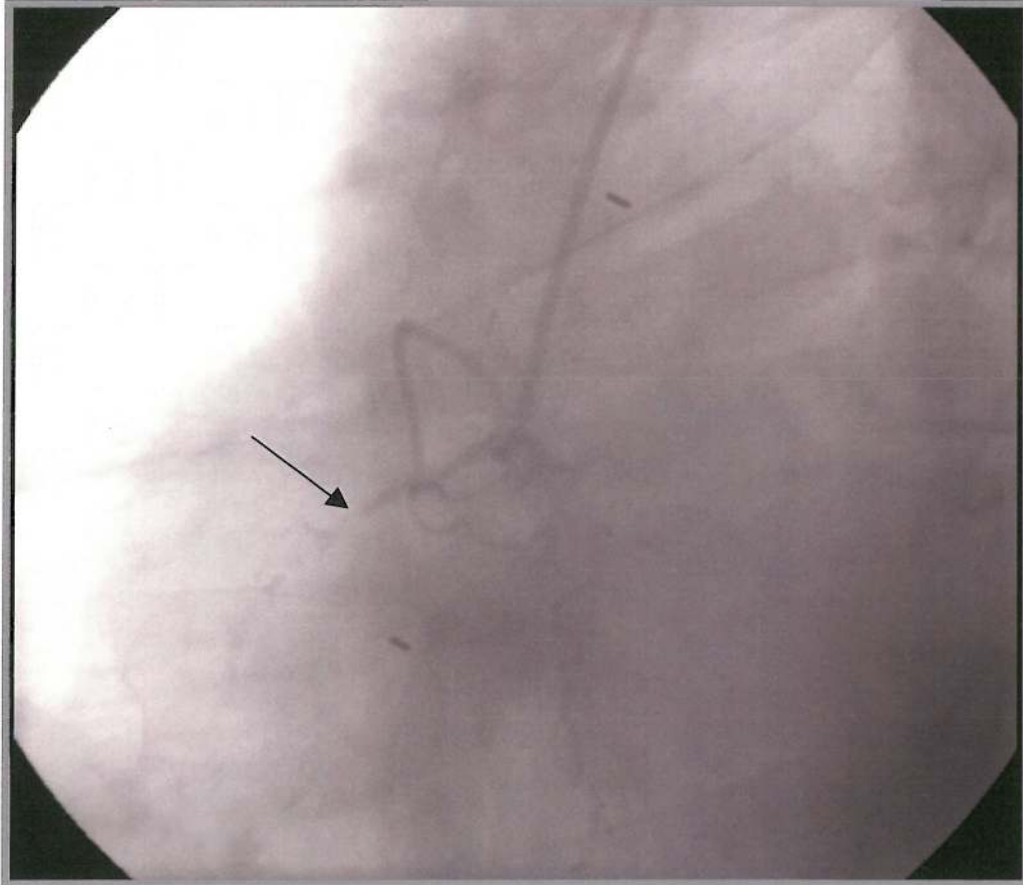
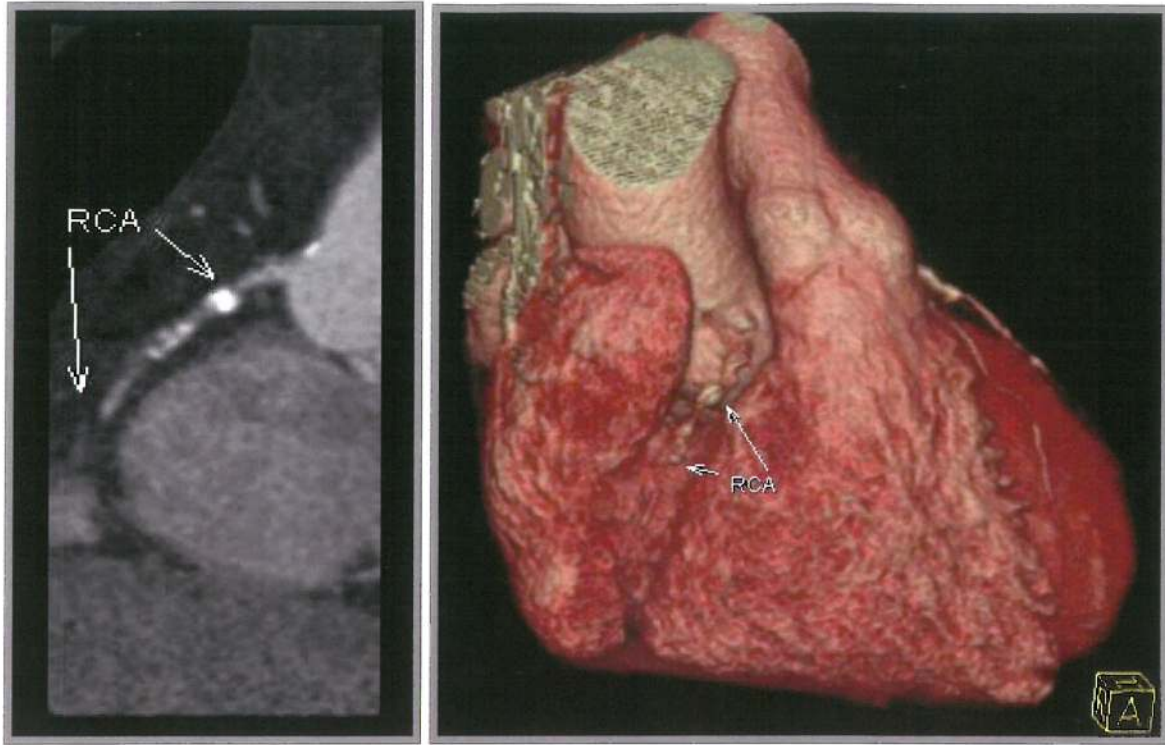
Resim 25: 45y ♂ olgu VRT rekonstrüksiyon görüntüleri; (üstte) SağKA'den (RCA) ayrı olarak aortadan orijin alan sinoatriyal nod arterinin üstten görünümü, (altta) aynı arterin önden görünümü



Resim 26: 58y ♂ olgu; (üstte solda) SADA (LAD) proksimal kesiminde evre 3 stenoza neden olan mikst tipte plağın sagital planda MIP görüntüsü, (üstte sağda) “curved MPR” imajda D1 orijini sonrası oklüde görünümde, (altta) konvansiyonel anjiografide SADA proksimal kesiminde evre 3 stenoz (ok), D1 oklüzyona bağlı orijininden itibaren izlenmiyor



Resim 27: 61y ♀ olgu; (üstte solda) “curved MPR” imajda SSA (LCX) proksimal kesiminde evre 3 stenoz ve hareket artefaktları, (üstte sağda) “curved MPR” imajda SADA (LAD) orta kesimde uzun segmentte evre 1 olarak tanımlanan stenoz görünümü, (alttta) konvansiyonel anjiografide SSA’te evre 3 stenozla uyumlu görünüm (kısa ok), SADA’daki lezyon evre 3 olarak tanımlanmış (uzun oklar)



Resim 28: 66y ♂ olgu; (üstte solda) “curved MPR” imajda SağKA’de (RCA) kalsifiye aterom plakları ve orta kesimde oklüzyon, (üstte sağda) VRT imajda SağKA’da kontur düzensizlikleri ve orta kesimde arter devamlılığında kaybolma, (altta) konvansiyonel anjiografide SağKA enjeksiyonlarında orta kesimde oklüzyon görünümü (ok)

5. TARTIŞMA

1999 yılında multidedektör teknolojisinin kullanıma girmesi sonucu, daha kısa tarama zamanında daha ince kesit kalınlığı ile yüksek hacim bilgisi sunan spiral bilgisayarlı tomografi cihazları anjiyografik incelemelerde yeni bir çığır açmıştır (31).

Kalp hastalıklarının sosyoekonomik önemi (en sık hospitalizasyon ve mortalite nedeni) koroner arterlerin noninvaziv görüntüleme tekniklerindeki ilerlemeyi beraberinde getirmektedir.

Kontrastlı BT koroner anjiyografinin, koroner arter darlıklarının ve anomalilerinin saptanmasında, by-pass greftlerinin patensisinin değerlendirilmesinde ve by-pass cerrahisi öncesi planlamada önemi giderek artmaktadır. Çalışmalarda yüksek negatif prediktivite değerleri ile koroner arter stenozu ekarte edilmekle birlikte sensitivitenin düşük olması sebebiyle rutin tanı amacıyla kullanımı henüz uygun değildir. Koroner arter duvarlarının görülebilmesi sebebiyle aterosklerotik plakların saptanması, aterosklerotik değişikliklerin karakterizasyonu ve kuantifikasyonunun mümkün olması konvansiyonel koroner anjiyografiye üstünlüğü olarak göze çarpmaktadır (42).

Multidedektör teknolojisindeki gelişmeler ile günümüzde 8-, 10-, 16-, 32-, 64-dedektörlü cihazlarda gantri rotasyon zamanı giderek kısalmış olup, 1mm'nin altında kolimasyonlarla daha kısa sürede daha ince kesitler alınabilmektedir. Tüm BT incelemelerinde, yeni nesil tarayıcılar sayesinde gelişmeler izlenmekle birlikte, hızlı rotasyon zamanı ve submilimetrik uzaysal çözünürlüğün kardiyovasküler görüntülemedeki etkisi daha belirgindir (58).

Koroner arterler ince kalibrasyonlu ve kompleks üç boyutlu yapılardır. (Örneğin SolKA orijini düzeyinde yaklaşık 5 mm çapında iken SADA'nin distal kesimlerinde damar çapı 1mm'nin altına düşmektedir (59). Koroner arterlerin küçük, tortioz yapıları ve kompleks anatomileri göz önüne alındığında izotropik ya da 1 mm'nin altında "in-plane" ya da "through-plane" uzaysal çözünürlüğe ihtiyaç duyulmaktadır. Yeni nesil BT cihazlarında "in-plane" rezolusyon 0,5 mm efektif "through-plane" rezolusyon (z-aksı) 0,6-0,8 mm olup koroner arterlerin

değerlendirilmesi için yeterli düzeydedir . Ancak %10-20 çap stenozuna neden olan aterosklerotik plakların tanımlanmasında izotropik uzaysal çözünürlük en azından 0,3 mm olmalıdır (42).

Bu çalışmada 16 dedektörlü (Sensation 16, Siemens, Erlangen,Germany) BT cihazı kullanılmış olup halen ülkemizde sayılı merkezde bulunan yeni nesil tomografi cihazlarından biridir. Multidedektör BT koroner anjiografinin koroner arter stenozlarındaki tanısal önemi üzerine ülkemizde sınırlı sayıda araştırma yapılmış olup 16 dedektörlü tarayıcının kullanıldığı bir çalışma literatürde yer almamaktadır.

Yeni nesil BT cihazlarında prospektif EKG tetikleme ve retrospektif EKG “gating” yöntemleri ile diastolik fazda, 100 msn ve altında temporal çözünürlük değerlerinde kardiyak hareketler elimine edilmeye çalışılmaktadır.

Prospektif EKG tetikleme, imajların rekonstrüksiyonunda minimum düzeyde veriye ihtiyaç duyulduğu için en az radyasyona maruz kalınan EKG senkronize rekonstrüksiyon yöntemidir. Ancak daha kalın kolimasyonlar (EBBT için 3 mm, 4- ve 8-dedektörlü BT cihazlarında 2,5-3mm, 16-dedektörlü cihazlarda 1,5 mm) kullanılması sebebiyle, verilerin 3 boyutlu rekonstrüksiyonları kalbin küçük anatomisi dikkate alındığında yetersiz düzeyde olmaktadır (42).

Retrospektif EKG “gating” yönteminde; senkronize EKG kaydı eşliğinde, kalp hızına adapte edilmiş yavaş masa hızı ile birbirleri ile örtüşen imajların alındığı spiral tarama yapılmaktadır. 0,25–0,375 pitch değerlerinde, kolimasyon kalınlığından %20 daha az longitudinal çözünürlüğe sahip imaj setleri (3 mm kolimasyon için 2,5 mm, 1,25 mm kolimasyon için 1 mm, 1 mm kolimasyon için 0,8 mm ve 0,75 mm kolimasyon için 0,6 mm longitudinal çözünürlük) oluşturulabilmektedir (44).

Retrospektif EKG “gating” yöntemi ile oluşturulan rekonstrüksiyon setlerinde hareket artefaktlarının etkisi prospektif EKG tetiklemeye oranla daha az görülmektedir. Bu nedenlerle kontrastlı koroner BT anjiografi tetkikinde retrospektif EKG “gating” yöntemi tercih edilmektedir (42).

Bu çalışmada da retrospektif EKG “gating” yöntemi kullanılarak, senkronize EKG kayıtlarına göre bir sonraki R dalgası pikinden 300 msn, 350msn, 400 msn, 450 msn ve 500 msn öncesinden başlatılarak her hasta için toplam 5'er adet rekonstrüksiyon seti hazırlandı. Tüm koroner arter segmentleri her rekonstrüksiyon setinde değerlendirilerek, en az hareket artefaktının gözleendiği setteki imajların işlenmesiyle karar verildi. Tipik olarak ortalama 400 msn'de başlatılan rekonstrüksiyonlarda en başarılı sonuçlar alındı. Yüksek kalp hızlarında 300 msn ve civarında başlatılan rekonstrüksiyonların daha iyi sonuç verdiği dikkati çekti.

Retrospektif EKG “gating” yönteminde kullanılan diğer bir rekonstrüksiyon şeklinde, R-R intervalleri yüzdelik dilimlere bölünerek rekonstrüksiyon başlama noktaları belirlenir. Kopp ve arkadaşları (60) çalışmalarında SADA'nin kardiyak siklusun %60-70, SSA'in %50 ve SağKA'nın %40'lık diliminde başlatılan rekonstrüksiyonlarda en iyi gösterildiğini belirtmişlerdir. Hong ve arkadaşlarının (61) çalışmasında ise SağKA'nın %50, SSA'in %60, SADA'nin %50-60'lık dilimde başlatılan rekonstrüksiyonlarda optimal kalitede izlendiği belirtilmiştir.

EBBT ile yapılan bir çalışmada (Schmermund ve ark.) (62) olguların %26'sında SağKA ve SSA ile dallarının; atriyumun sistolik kontraksiyonu ve aritmiye bağlı hareket artefaktları ile damar kalibrasyon azlığı ve zayıf opasifikasyon gibi nedenler dolayısıyla görüntülenemediği ortaya çıkmıştır. Achenbach ve arkadaşlarının çalışmasında koroner arter segmentlerinin değerlendirilememe sebebi olarak en sık hareket artefaktları (%59) gösterilmiştir (63).

Bu çalışmada toplam 750 koroner arter segmentinin 66 'sı değerlendirilemedi. Değerlendirilemeyen 66 koroner arter segmentinin 16'sında (%24) hareket artefaktı, 50'sinde (% 76) distal koroner arter segmentlerinde damar çapının azalmış olmasının etkili olduğu gözleendi. Hareket artefaktı nedeniyle değerlendirilemeyen 16 koroner arter segmenti içerisinde en sık etkilenenin SağKA ve dalları (% 56) olduğu gözleendi (1 adet segment 1, 4 adet segment 3, 4 adet segment 4). Hareket artefaktı nedeniyle değerlendirilemeyen diğer segmentlerin SSA ve dalları (%44) olduğu dikkati çekti (1 adet segment 11, 3 adet segment 14, 3 adet segment 15). BT işlemi öncesi hareket artefaktlarının gelişimini önlemek amacıyla premedikasyon uygulanan 34 hastada kalp atım

hızında anlamlı düşüş sağlandı (ortalama 8 atım/dk, $p<0001$). Değerlendirilemeyen segmentler için suçlanan hareket artefaktlarının, distal segmentlerdeki kalibrasyon azalmasından sonra gelmesinin uygulanan premedikasyonun etkinliğine bağlı olduğu düşünüldü.

Retrospektif EKG “gating” tekniğinde sürekli X-ışını kullanılması ve düşük masa hızı nedeniyle radyasyon maruziyeti artmaktadır. Kalsiyum skorlaması amacıyla prospektif EKG tetikleme tekniği ile EBBT (3 mm kolimasyon) ve 4-dedektörlü BT (2,5 mm kolimasyon) cihazıyla yapılmış çalışmalarda efektif radyasyon dozu ortalama 1 mSv olarak ölçülmüştür (64).

4-dedektörlü BT cihazı (1-1,25 mm kolimasyon) ve retrospektif EKG “gating” tekniği ile yapılmış kontrastlı BT koroner anjiyografi incelemelerinde maksimum radyasyon dozu ortalama 10 mSv ölçülmüş olup, tanısal amaçlı yapılan rutin konvansiyonel anjiyografide alınan doza eşdeğerdir. Dedektör sayısının artması ve daha ince kolimasyonlarda çalışılması durumunda radyasyon dozunun artacağı bilinmektedir. Bu amaçla yeni nesil BT cihazlarında EKG-senkronize doz modülasyon yöntemleri geliştirilmiştir. Kardiyak siklusun diastolik fazında tüp çıkışı yüksek, diğer fazlarda daha düşük olmakta, radyasyon maruziyeti imaj kalitesinde değişiklik olmaksızın %30-40 oranında azaltılmaktadır (ort. 5-7 mSv) (65). Bu çalışmada koroner BT anjiyografide her olgu için efektif radyasyon dozu ortalama 4,3 mSv olarak ölçülmüştür.

Koroner arterlerin tüm segmentler boyunca görüntülenebilmesi, 2 ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonların optimal kalitede oluşturulabilmesi için damar lümeninde hızlı ve homojen kontrastlanmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Bugün için aterosklerotik plakların saptanmasında lüminal kontrastlanma yeterli düzeyde olmakla birlikte >365 HU ölçülen kalsifik plaklarda stenoz derecelendirmesinde problemler yaşanmaktadır. Yapılan bir çalışmada (Cademartiri F ve ark.) (66) kontrast maddenin hemen sonrasında 50 ml saline solusyonu enjeksiyonu vasküler kontrastlanmanın yeterli düzeyde olduğu, süperior vena kava ve sağ atriymdaki aşırı kontrastlanmaya bağlı SağKA’da gözlenen artefaktların belirgin azaldığı gösterilmiştir (66).

Koroner arterlerin değerlendirilmesinde primer öneme sahip olan aksiyel imajlar 3 boyutlu görüntüleme yöntemlerinin de temelini oluşturmaktadır. 3 boyutlu görüntülerin oluşturulmasında kullanılan başlıca teknikler “multiplanar reformat” (MPR), “maksimum intensite projeksiyonu” (MIP), “shaded surface display” (SSD) ve “volume rendering tekniği” (VRT) ‘dir (46). Aterosklerotik plak ve stenozların tespitinde VRT, MIP ve “curved” MPR ile en doğru sonuçlar alınırken stenoz lokalizasyonunun değerlendirilmesinde VRT önemlidir. Aberan anatomisinin tespitinde de yine VRT ön plana çıkmaktadır. Koroner arter anastomozlarında, venöz by-pass greftlerinin değerlendirilmesinde ve stent içindeki restenozların değerlendirilmesinde “curved” MPR ile daha başarılı sonuçlar alınmıştır (67).

Bu çalışmada aterosklerotik plakların saptanmasında, karakterizasyonunda ve stenoz derecelendirmesinde öncelikle MIP ve “curved” MPR tekniğinden faydalanıldı. MIP imajların aksiyel ham görüntülerle birlikte desteklendiğinde kalsifikasyonları daha iyi gösterdiği ancak ince kalibrasyonlu distal segmentlerde yetersiz kaldığı dikkati çekti. “Curved” MPR imajlar ile tortiozite ve elongasyon gösteren koroner arterlerde damarlar uzun eksenleri boyunca kesintisiz olarak görüntülemekle birlikte, stenoz evrelemesinde lümenin manuel oryantasyonuna bağlı yanlış pozitif ya da yanlış negatif sonuçların ortaya çıktığı gözlemlendi. 1 hastada sağ koroner arter orijini süperior komşuluğunda aortadan direkt köken alan ve sinoatriyal nod arterine ait olduğu düşünülen aberan damar dikkati çekti. Bazı hastalarda sol koroner arterin normalin bir varyantı olarak, SADA, SSA ve ramus intermedius olarak 3 dala ayrıldığı izlendi. Bu hastalarda ve aberan damar tespit edilen hastada VRT imajların, lokalizasyon ve damar seyri hakkında daha ayrıntılı bilgi verdiği dikkati çekti.

Koroner arterlerdeki stenozun noninvaziv görüntülemesine yönelik olarak elektron beam bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve multidedektör BT çalışmalarında koroner arterlerin proksimal segmentlerinde hemodinamik olarak anlamlı stenozun saptanmasında sensitivitenin %80 ile %90 arasında olduğu gözlenmiştir (63, 68-72) (Tablo 37).

Tablo 37: Koroner Arter Stenozları Üzerine Yapılmış Çalışmalar*

Modalite ve Çalışma	Hasta sayısı	Değerlendirilemeyen segmentler (%)	Sensitivite	Spesifite
<u>EBBT</u>				
Reddy ve ark.	23	10	88	63
Budoff ve ark.	52	11	78	91
Scmermund ve ark.	28	28	82	88
Achenbach ve ark.	125	25	92	94
<u>4-dedektörlü BT</u>				
Niemann ve ark.	35	27	83	90
Achenbach ve ark.	64	32	85	76
<u>16-dedektörlü BT</u>				
Niemann ve ark.	59	0	95	86
Ropers ve ark.	77	12	92	93
<u>MR Anjiyografi</u>				
Kim ve ark.	109	16	93	42
van Geuns ve ark.	38	31	68	97
Regenfus ve ark.	50	23	86	91

(* Schoenhagen P. et al. Radiology 2004; 232:11.(38))

Yapılan çalışmalarda en cesaretlendirici sonuç negatif prediktif değerinin genelde yüksek bulunmasıdır. (16-dedektörlü BT'de %97). Bu sonuç multidedektör BT koroner anjiyografi tetkikinin büyük oranda ciddi koroner arter hastalığı varlığını ekarte ettiğini göstermekte olup koroner arter hastalığı şüphesi nedeniyle

konvansiyonel koroner anjiyografi konusunda kararsız kalınan borderline olgularda BT'nin tarama amaçlı efektif noninvaziv bir yöntem olduğunu desteklemektedir.

Bu çalışmada da değerlendirilebilen koroner arter segmentleri analiz edildiğinde multidedektör BT koroner anjiyografide koroner arter stenozlarının evrelendirilmesi için sensitivite %91, spesifite %82, negatif prediktif değer %95, pozitif prediktif değer %81, doğruluk oranı ortalama % 90,1 olarak ölçüldü. Bulgular diğer 16-dedektörlü cihazla yapılan çalışmalar (40,69) ile benzerlik göstermektedir. Ancak bu çalışmada, diğer çalışmalardan farklı olarak koroner arter stenozları 5 ayrı evrede incelenmiş ve konvansiyonel koroner anjiyografide olduğu gibi lüminal daralma için daha hassas ölçümler verilmeye çalışılmıştır. Gerek 4- gerekse 16-dedektörlü cihazlarla bugüne kadar yapılmış çalışmalarda öncelikli olarak hemodinamik probleme yol açan, %50 ve üzerinde stenoza ya da oklüzyona neden olan aterosklerotik plaklar tanımlanmaya çalışılmıştır. Tablo 37'de görüldüğü gibi sensitivite ve spesifitenin diğer 16-dedektörlü çalışmalara oranla daha düşük olarak çıkması stenoz evrelemesinin bir sonucu olarak değerlendirilmiştir.

Konvansiyonel koroner anjiyografi, yüksek uzaysal çözünürlüğü nedeni ile koroner arter hastalığının tanısında altın standart görüntüleme yöntemi olmakla birlikte sadece lüminal daralmayı göstermektedir. Damar duvarının izlenememesi sebebiyle belirgin stenoza yol açmayan aterosklerotik plaklar tespit edilememekte, dolayısıyla erken evre koroner arter hastalığı tanısı konamamaktadır. MRG yumuşak dokular arasındaki kontrastın en iyi gösterilebildiği noninvaziv görüntüleme yöntemi olması nedeniyle, aterosklerotik plak karakterizasyonunda önem kazanmaktadır. Kompleks plak komponentlerinin (fibrotik doku, lipid, kalsiyum ve hemoraji) değerlendirilmesi ile akut koroner sendrom riskinin belirlenmesine olanak sağlar (24). Koroner arterlerin boyutlarının küçüklüğü, arterlerin nonlinear tortüöz seyirleri, kardiyak ve respiratuar hareketlere bağlı oluşan görüntü artefaktları nedeniyle oluşan teknik yetersizlikler yüzünden MR teknolojisinde yeni gelişmelere ihtiyaç duyulmaktadır (22). İntravasküler USG ise tekniğin invazivliği ve yüksek maliyeti nedeni ile rutin uygulamalar içerisinde yer almamaktadır (73).

Koroner arter segmentlerindeki stenoz evresinin saptanmasında olguların kalp atım hızının etkisi incelendiğinde ise; tüm koroner arter segmentleri için ortalama doğruluk oranları kalp hızı, <60 atım/dk olan olgularda (n=21) %94,2, 60-70 atım/dk olan olgularda (n=18) %83,4 ve >70 atım/dk olan olgularda (n=11) %92,0 ölçülmüştür. En yüksek doğruluk oranı, beklendiği gibi kalp hızı <60 atım/dk olan olgularda bulunmuş, ancak diğer gruplarda (60-70 atım/dk ve >70 atım/dk) istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır. Buna neden olarak, kalp hızı >70 atım/dk olan olguların diğer gruplara göre daha az sayıda olması (n=11) gösterilebilir.

Koroner arter kalsifikasyonlarının varlığı, aterosklerotik koroner arter hastalığını işaret etmektedir. Kalsifikasyon görüntülemesinde yüksek duyarlılığı göz önüne alındığında BT, koroner arter hastalığının tespitinde en önemli noninvaziv görüntüleme yöntemi olarak karşımıza çıkmaktadır (74). Atipik göğüs ağrısı olan olgularda, kontrastlı BT koroner anjiyografi incelemelerinde kalsifikasyon izlenmemesi yüksek negatif prediktivite değeri ile aterosklerotik damar hastalığını ekarte ettirmektedir (75-77).

Kalsifikasyon skorlaması üzerine BT ile yapılmış araştırmalarda stenotik plakların lokalizasyon ve uzanımları incelenerek instabil anjina pectoris, myokardiyal infarktüs ve ölüm gibi komplikasyonlar için risk faktörleri belirlenmeye çalışılmıştır (78-80). Bu güne kadar yapılmış çalışmaların sonuçları değerlendirildiğinde American College of Cardiology ve American Heart Association tarafından ortaklaşa yayınlanmış bildiriye göre (81):

- a) Negatif BT bulguları aterosklerotik plak varlığını ekarte etmektedir.
- b) Negatif BT bulguları belirgin lüminal obstrüktif hastalık varlığını ekarte etmektedir.
- c) Konvansiyonel koroner anjiyografileri normal olarak bulunmuş hastaların hemen hemen hepsinde BT bulguları negatiftir.
- d) Negatif BT bulguları 2-5 yıl içerisinde kardiyovasküler olay için düşük risk olduğunun göstergesidir.
- e) Pozitif BT bulguları aterosklerotik plak varlığını desteklemektedir.
- f) Kalsiyum miktarı arttıkça oklüzif koroner arter hastalığı riski artmaktadır. (Ancak bu oran 1'e 1 değildir.)

- g) Total kalsiyum miktarı aterosklerotik plak boyutuyla doğru orantılıdır.
- h) Yüksek kalsiyum skoru 2-5 yıl içerisinde kardiyovasküler olay için orta-yüksek derecede risk olduğunun göstergesidir.

Ciddi kalsifikasyon varlığı kontrastlı BT koroner anjiyografi incelemelerinde kısıtlayıcı faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Kalsifikasyonunun oluşturduğu “beam hardening” ve “parsiyel volüm” etkileri sebebiyle damar lümenine paralel ve aksiyel planda alınan kesitlerde patent lümen görüntülenemediği için stenoz olduğundan fazlaymış gibi değerlendirilebilir. Stentler, cerrahi klipsler ve sternal tel sutürlerin varlığında da benzer etkiler ortaya çıkmaktadır. Mümkün olan en ince kesitin alınması ile parsiyel volum artefaktları azaltılmaya çalışılmaktadır. Filtreleme tekniklerindeki gelişmeler de kalsifiye damar görüntülemesinde faydalı olacaktır.

Bu çalışmada da kalsifikasyon içeren aterosklerotik plaklarda stenoz derecelendirmesinde problemler yaşanmış olup tablo 10-23'teki bulgular incelendiğinde koroner arter segmentlerinde özellikle %50 ve üzerinde çap stenozuna yol açan (evre 2 ve evre 3) stenozların tanımlanmasında BT ve konvansiyonel anjiyografi arasında uyumsuzluk dikkati çekmektedir.

Akut koroner sendromların birçoğu belirgin stenoz oluşturmayan labil plakların ruptürü sonucu gelişim göstermektedir. Plaklardaki yüksek lipid içeriğinin ruptür riskini arttırdığı, kalsifikasyon miktarı arttıkça ise plakların daha stabil hale geldikleri ve ruptür riskinin azaldığı histopatolojik çalışmalarla gösterilmiştir (82). Kalsifiye ya da nonkalsifiye olsun tüm plaklar aterosklerozun diffüz sistemik gelişim süreçlerini göstermektedir. Bu nedenle, aterosklerotik koroner arter hastalığının tanısı, gelişim süreci ve risk faktörleri üzerine yapılacak çalışmalarda hedef, sadece kalsiyum skorlaması değil, nonkalsifiye komponentleri de kapsayacak şekilde total plak volümünün hesaplanması olmalıdır.

Multidedektör BT koroner anjiyografinin diğer kullanım alanları arasında koroner arter anomalilerinin saptanması, venöz-arteriel by-pass greftleri ile stentlerin patensisinin değerlendirilmesi ve by-pass cerrahisi öncesi planlama yer almaktadır.

Pulmoner arter ve aort arasında seyir gösteren aberan koroner arterler çok da nadir olmayan şekilde genç insanlarda (sporcular) egzersiz sonrası ani ölümlere yol açabilmektedir. Konvansiyonel koroner anjiyografiden farklı olarak, BT kesitsel görüntüleme kabiliyeti ile aberan damarın orijini ve seyri hakkında daha fazla bilgi verir (83,84). Ayrıca farklı sinüslerden orijin alan koroner arterler (pulmoner arter) ile arteriovenöz fistüller de BT’de tanımlanabilmektedir .

Venöz ve arteriel by-pass greftlerinin değerlendirildiği 4-dedektörlü BT ile yapılmış bir çalışmada (85) greft oklüzyonunda BT için duyarlılık %98 özgüllük %97 bulunmuştur.

Kontrastlı BT anjiyografide; SADA’nın boyutu ve seyri (intra ya da ekstra myokardiyal), internal torasik arterlerin seyirleri ve dallanmaları, hedef damarların interkostal aralıklarla olan ilişkisi değerlendirilerek by-pass cerrahisi öncesi, oluşacak travmayı minimize edecek bilgiler edinilebilir. Yine greftli hastalarda greft lokalizasyonu ve değişmiş vasküler anatomi tanımlanabilmektedir (86).

Kontrastlı BT koroner anjiyografide stent değerlendirmesi, stent distalindeki koroner arter segmentinde kontrast madde doluşunun incelenerek oklüzyon varlığının saptanması şeklinde olmaktadır. Yeni nesil cihazlardaki yüksek uzaysal çözünürlüğe rağmen stent içerisinde neointimal hiperplaziye bağlı gelişmiş restenoz, metal artefaktı ve parsiyel volüm etkisi nedeniyle istenilen düzeyde değildir.

Henüz araştırma aşamasında olan “alan dedektör teknolojisi” olarak adlandırılan yeni bir yöntemle, masa hareketi olmaksızın, tüm koroner anatomi tek bir kardiyak siklusta görüntülenmeye çalışılmaktadır (87). Fantom modelleri, hayvanlar ve kadavralarla yapılan denemeler sonucunda, düşük kontrast çözünürlüğü, yüksek radyasyon dozu ve uzun rotasyon zamanı (>10 sn) nedeniyle klinik uygulamalar için henüz erken olsa da anlamlı düzeyde tanısal verilere ulaşılmıştır. 0,5 mm’nin altında dedektör piksel boyutunda, tek bir rotasyon zamanı içerisinde, 0,3 mm’nin altında izotropik çözünürlük değerlerinde kalsifiye damarların, stentlerin ve ince kalibrasyonlu arteriyel damarların incelenmesinde yüz güldürücü sonuçlar alınmıştır(87).

Kardiyak görüntüleme bugün için gelinen son nokta, klinik potansiyelleri henüz araştırma aşamasında olan hibrid tarayıcılardır. Yeni nesil multi dedektör BT cihazlarının pozitron emisyon tomografi kameraları ile kombine edildiği bu cihazlar, kardiyak morfoloji ve fonksiyonu bir arada değerlendirme olanağı sunmaktadır (88).

Bu çalışmaya dahil edilen olguların hiçbirinin özgeçmişinde geçirilmiş by-pass cerrahisi, tanı ya da tedavi amaçlı (stent implantasyonu, perkütan translüminal anjioplasti) konvansiyonel koroner anjiyografi öyküsü yoktu. Amaç koroner arter hastalığı şüphesi olan olgularda noninvaziv bir yöntem olan multidedektör BT koroner anjiyografi tetkiki ile koroner arter hastalığının ekartasyonu, mevcut aterosklerotik plakların oluşturduğu stenozun derecelendirilmesinde BT'nin teknik potansiyelinin ve doğruluk oranının tespit edilmesi idi. Toplam 50 hastanın 22'sinde (%44) hem BT hem de konvansiyonel anjiyografi normal sınırlarda değerlendirildi. %95 negatif prediktivite değeri ile birlikte değerlendirildiğinde negatif BT koroner anjiyografi bulgularının koroner arter hastalığı varlığını ekarte ettiği söylenebilir. Ayrıca değerlendirilebilen koroner arter segmentlerinde stenoz evrelendirilmesinde sensitivite %91, spesifite %82, negatif prediktif değer %95, pozitif prediktif değer %81, ortalama doğruluk oranı % 90,1 olarak ölçülmüş olup BT'nin konvansiyonel koroner anjiyografi ile yarışabilir düzeyde olduğunu göstermektedir.

Diğer MDBT çalışmalarında olduğu gibi bizim çalışmamızda da kısıtlayıcı faktörler arasında, olgu sayısının azlığı, kardiyak ve respiratuar hareketlere bağlı oluşan artefaktlar, distal koroner arter segmentlerinin değerlendirilememesi ve kalsifiye segmentlerde stenoz evrelemesinde yaşanan güçlükler gösterilebilir.

6. SONUÇ

Bugün için MDBT anjiyografi incelemeleri pek çok alanda konvansiyonel anjiyografi tetkiklerinin yerini almış durumdadır. MDBT koroner anjiyografi, koroner arterlerin noninvaziv görüntüleme yöntemleri arasında en başarılısı olmakla birlikte, günümüz teknolojisi ile henüz konvansiyonel koroner anjiyografinin yerini alabilecek potansiyele sahip değildir. Kardiyak görüntülemelerde ilk hedef, koroner damarlarda %10-20 düzeyinde çap değişikliğine yol açan aterosklerotik plakların tanımlanabilmesidir. Bu amaçla geliştirilecek yeni nesil BT cihazları, düşük radyasyon dozunda, yüksek uzaysal çözünürlüğe (izotropik 3 boyutlu görüntülemelerde 0,3 mm), düşük temporal çözünürlüğe (50 ms) ve daha kısa tarama zamanlarına (10 sn) sahip olmalıdır. BT teknolojisindeki hızlı gelişmeler dikkate alındığında, düşünülen hedeflere ulaşılması mümkün gözükmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Wielopolski PA, van-Geuns RJ, de-Feyter PJ, Oudkerk M. Coronary Arteries Eur Radiol 1998; 8:873-85.
2. Australian Institute of Health and Welfare (AIHW) Heart, stroke and vascular diseases, Australian Facts. AIHW Cat, no. CVD 7 (Cardiovascular Disease Series no.10). AIHW and the Heart Foundation of Australia, Canberra, 1999.
3. American Heart Association. 2001 Heart and Stroke Statistical Update. Dallas, Tx:American Heart Association, 2001.
4. Windecker S, Maier-Rudolph W, Banzel T, et al. Interventional Cardiology in Europe 1995. Eur Heart J 1999; 20:484-495.
5. Mannebach H, Hamm C, Horstkotte D (2001) 17th report of performance statistics of heart catheterization laboratories in Germany. Result of a combined survey by the Committee of Clinical Cardiology (for ESC) and Angiology Working Groups of the German Society of Cardiology-Cardiovascular Research for the year 2000. Z. Kardiol 90:665-667.
6. Kennedy JW. Complications associated with cardiac catheterization and angiography. Cath Cardiovasc Diagn. 1982; 8:5-11.
7. Davidson CJ, Fishman RF, Bonow RO. Cardiac catheterization. In: Braunwald E, ed. Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine . Philadelphia, Pa: WB Saunders; 1997: 177-203.
8. Prof. Dr. Hasan Gök. Klinik Radyoloji, 2002 Nobel Tıp Kitapevleri.
9. Braunwald E, ed. Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine, Philadelphia, Pa: WB Saunders; 1997.
10. Johnson D.E. Pathology of Atherosclerotic Vascular Disease. İn: Castenada-Zuniga WR, Tadavarthy SM. Interventional Radiology Volume 1 2nd ed. Baltimore-Williams and Wilkins, 1992; 243-249.
11. Ross R: The pathogenesis of atherosclerosis An update. N Engl J Med 1986; 314:488-500.
12. Ross R, Glomset JA: The pathogenesis of atherosclerosis. N Engl J Med 1976; 295:369-377,420-425.
13. Munro JM, Cotran RS: Pathogenesis of atherosclerosis: atherogenesis and inflammation. Lab Invest 1988; 58:249-261.

14. Glagov S, Zarins C, Giddens DP, Ku DN: Hemodynamics and atherosclerosis. Arch Pathol Lab Med 1988; 112: 1018-1031.
15. Hochman JS, Phillips WJ, Ruggieri D, Ryan SF. The distribution of atherosclerotic lesions in the coronary tree: relation to cardiac risk factors. Am Heart J 1988; 116:1217-1222.
16. Pfeiler M. Development and current status of invasive coronary angiography. Z. Kardiol 2000; 89:3-10.
17. Bono D de. Complications of diagnostic cardiac catheterization: results from 34.041 patients in the United Kingdom confidential enquiry into cardiac catheter complications. The Joint Audit Committee of the British Cardiac Society and Royal College of Physicians of London. Br Heart J 1993; 70:297-300.
18. Falk E, Shah PK, Fuster V. Coronary plaque disruption. Circulation 1995; 92:657-71
19. Friedrich GT, Moes NY, Muhlberger VA et al. Detection of intralumenal calcium by intracoronary ultrasound depends on histologic pattern. Am Heart J 1994; 128:435-41.
20. Prof. Dr. Orhan Oyar, Prof. Dr. Ufuk K. Gülsay ve ark. Tıbbi Görüntüleme Fiziği, Nobel Tıp Kitapevleri 1998, Syf. 237.
21. Thieme T, Wernecke KD, Menger R et al. Angioscopic evaluation of atherosclerotic plaques: validation by histomorphologic analysis and association with stable and unstable coronary syndromes. J Am Coll Cardiol. 1996; 28:1-6.
22. van der Wall EE, Vliegen HW, de Roos A, Bruschke AV, Magnetic resonance imaging in coronary artery disease. Circulation 1995; 92:2723-39.
23. Hundley WG, Hamilton CA, Clarke GD, et al. Visualization and functional assessment of proximal and middle left anterior descending coronary stenosis in humans with magnetic resonance imaging. Circulation 1999; 99:3248-54
24. Toussaint TF, LaMuraglia GM, Southern JF, Fuster V, Kantor HL. Magnetic resonance images lipid, fibrous, calcified, hemorrhagic and thrombotic components of human atherosclerosis in vivo. Circulation 1996; 94:932-8.
25. Akyar S. Konvansiyonel BT'den multidedektör BT'ye. 23. Ulusal Radyoloji Kongresi. 5-8 Kasım 2002; 1-5.

26. Brink JA. Technical aspects of helical (spiral) CT. *Radiol Clin Nort Am* 1995; 33:825-41.
27. Dillon EH, van Leewen MS, Arancha Fernandez M, Eikelboom BC, Mali WPTM. CT angiography: application to the evaluation of carotid artery stenosis. *Radiology* 1993; 189:211-19.
28. Katada K. Half-second, half millimeter real time multislice helical CT: CT diagnosis using Aquillon. *Medical Review* 2000; 68:1-8.
29. Grenier PA, Beigelman-Aubry C, Fetita C, Preteux F, Brauner MW; Lenoir S. New frontiers in CT imaging of airway disease. *Eur Radiol* 2002; 12:1022-44.
30. Mahesh M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row dedector. *Radiographics* 2002; 22:949-62.
31. Kato Y, Nair S, Sano H, Sanjaykumar MS, Katada K, Hayakawa M, Kano T. Multi-slice 3D-CTA an improvement over single slice helical CTA for cerebral aneurysms. *Acta Neurochi* 2002; 144:715-22.
32. Wintermark M, Poletti PA, Becker CD, Schnyder P. Traumatic injuries: organization and ergonomics of imaging in the emergency environment . *Eur Radiol* 2002; 12:959-68.
33. Murakami T, Kim T, Takamura M, Hori M, Takahashi S, Federle MP, Tsuda K, Osuga K, Kawata S, Nakamura H, Kudo M. Hypervascular hepatocellular carcinoma detection with double arteriel phase multi-dedector row helical CT. *Radiology* 2001; 218(3):763-7.
34. Adams D, Hessel S, Judy P, Stein J, Abrams H. Differing attenuation coefficients of normal and infarcted myocardium. *Science* 1976; 192:467-69.
35. Rienmuller R, Tiling R. MR and CT for detection cardiac tumors. *Thorac Cardiovasc Surg* 1990; 38(suppl 2):168-172.
36. Becker Cr, Ohnesorge BM, Schoepf UJ, Reiser MF. Current development of cardiac imaging with multidetector-row CT. *Eur J Radiol* 2000; 36:97-103.
37. Budoff MJ, Raggi P. Coronary artery disease progression assessed by electron beam computed tomography. *Am J Cardiol* 2001; 88:46E-50E.
38. Schoenhagen P, Halliburton S, Stillman A, et al. Noninvasive imaging of coronary arteries: current and future role of multi-detector row CT. *Radiology* July 2004; 232:7-17.

39. Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA, Raaijmakers R, Pattynama PMT, de Feyter PJ. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multi-slice spiral computed tomography . *Circulation* 2002; 106:2051-2054.
40. Ropers D, Baum U, Pohle K, et al. Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 2003; 107:664-666.
41. Agatston AS, Janowitz WR, Hidner FJ, Zusmer NR, Viamonte M, Detrano R. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 1990; 15:827-832.
42. Schoepf UJ, Becker CR, Ohnesorge BM, et al. CT of coronary artery disease. *Radiology* 2004; 232:18-33.
43. Becker CR, Knez A, Jakobs TF, et al. Detection and quantification of coronary artery calcification with electron beam and conventional CT. *Eur Radiol* 1999; 9:620-624.
44. Flohr, Ohnesorge B. Heart rate adaptive optimization of spatial and temporal resolution for ECG-gated multislice spiral CT of the heart. *J Comput Assist Tomogr* 2001; 25:907-923.
45. Wicky S, Rosol M, Hamberg L, et al. Evaluation of retrospective multisector and half –scan ECG-gated multidetector cardiac CT protocols With moving phantoms. *J Comput Assist Tomogr* 2002; 26:768-776.
46. Addis KA, Hopper KD, Iyriboz TA, Liu Y, Wise, SW, Kasales CJ, Blebea JS, Mauger DT. CT angiography: in vitro comparison of five reconstruction methods. *AJR* 2001; 177(5):1171-76.
47. Rubin GD, Napel S. Helical CT angiography of renal artery stenosis. *AJR* 1997; 168:1109-11.
48. Nakanashi T, Ito K, Imazu M, Yamakido M. Evaluation of coronary artery stenoses using electron-beam CT and multiplanar reformation. *J Comput Assist Tomogr* 1997; 21:121-127.
49. Prokop M, Shin HO, Schanz A, Schaefer-Prokop CM. Use of maximum intensity projections in CT angiography: a basic review. *Radiographics* 1997; 17:435-51.
50. Heath DG, Soyer PA, Kuszyk BS, et al. Three dimensional spiral CT during arterial portography: comparison of three rendering techniques. *Radiographics* 1995;15:1001-11.

51. Anderson CM, Saloner D, Tsuruda JS, Shapeero LG, Lee RE. Artifacts in maximum intensity projection display of MR angiograms. *AJR* 1990; 154:623-629.
52. Prokop M. Protocols and future directions in imaging of renal artery stenosis: CT angiography. *J Comput Assist Tomogr* 1999; 23(suppl 1):101-10.
53. Rubin GD, Dake MD, Napel S, et al. Spiral CT of renal artery stenosis: comparison of three-dimensional rendering techniques. *Radiology* 1994; 190:181-89.
54. Prokop M. Multislice CT angiography. *European J Radiol* 2000; 36:86-96
55. Scatarige JC, Urban BA, Hellmann DB, Fishman EK. Three-dimensional volume-rendering CT angiography in vasculitis: spectrum of diseases and clinical utility 2001; 25(4):598-603.
56. Smith PA, Fishman EK. Three-dimensional CT angiography: renal applications. *Semin Ultrasound CT MR* 1998; 19:413-24.
57. Rieker D, Mildenerger P, Thelen M. Color-coded volume reconstruction for 3-dimensional presentation of CT data. *Roto Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 1999; 170(1):109-11.
58. Schroeder S, Kopp AF, Ohnesorge B, et al. Virtual coronary angioscopy using multislice computed tomography. *Heart* 2002; 87:205-209
59. Funabashi N, Kobayashi Y, Peiroth M, Rubin G. Coronary artery: quantitative evaluation of normal diameter determined with electron-beam CT compared with cine coronary angiography-initial experience. *Radiology* 2003; 226:263-271.
60. Kopp A, Schroeder S, Kuettner A, et al. Coronary arteries: Retrospectively ECG-gated MDCT angiography with selective optimization of the image reconstruction window. *Radiology* 2001; 221:683-88.
61. Hong C, Becker C, Huber A, et al. ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: Effect of varying trigger delay on image quality
62. Schmermund A, Rensing B, Sheedy P, Bell M, Rumberger J. Intravenous electron beam computed tomographic coronary angiography segmental analysis of coronary stenosis. *J Am Coll Cardiol* 1998; 31:1547-1554.

63. Achenbach S, Giesler T, Ropers D et al. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively ECG-gated, multislice computed tomography. *Circulation* 2001; 103:2535-38.
64. Morin R, Gerber T, McCollough C. Radiation dose in computed tomography of the heart. *Circulation* 2003; 107:917-922.
65. Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B, et al. Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG-gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur Radiol* 2002; 12:1081-86.
66. Cademartiri F, Mollet N, et al. Non-invasive 16-row multislice CT coronary angiography: usefulness of saline chaser. *Eur Radiol* 2004; 14:178-83.
67. Peter M, van Ooijen, Ho KY, et al. Coronary artery imaging with multidetector CT: visualisation issues. *RadioGraphics* 2003; 23(6):16e.
68. Achenbach S, Moshage W, Ropers D, et al. Value of EBCT for the noninvasive detection of high grade stenoses and occlusions. *N Engl J Med* 1998; 339:1964-71.
69. Nieman K, Oudkerk M, et al. Coronary angiography with multislice computed tomography. *Lancet* 2001; 357:599-603.
70. Becker C, Knez A, et al. Detection of coronary artery stenoses with multislice helical CT. *J Comput Assist Tomogr* 2002; 26:750-55.
71. Knez A, Becker C, Leber A, et al. Usefulness of multislice spiral CT angiography for determination of coronary artery stenoses. *Am J Cardiol* 2001; 88:1191-94.
72. Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, et al. Non-invasive coronary angiography with high resolution multidetector-row CT: results in 102 patients. *Eur Heart J* 2002; 23:1714-1725.
73. Nissen S, Yock P. Intravascular ultrasound: novel pathophysiological insights and current clinical applications. *Circulation* 2001; 103:604-616.
74. Wexler L, Brundage B, et al. Coronary artery calcification: pathophysiology, epidemiology, imaging methods, and clinical implications- a statement for health professionals from the American Heart Association Writing Group. *Circulation* 1996; 94:1175-1192.
75. Shemesh J, Tenenbaum A, 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.

76. Laudon DA, Vukov LF, Bren JF, et al. Use of electron beam computed tomography in the evaluation of chest pain patients in the emergency department. *ANN Emerg Med* 1999; 33:15-21.
77. Georgiou D, Budoff MJ, et al. 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.
78. Arad Y, Spadaro LA, et al. Predictive value of EBCT of the coronary arteries: 19 month follow up of 1173 asymptomatic subjects. *Circulation* 1996; 93:1951-1953.
79. Detrano R, Hsiai T, Wang S, et al. Prognostic value of coronary calcification and angiographic stenoses in patients undergoing coronary angiography. *J Am Coll Cardiol* 1996; 27:285-290.
80. Schmermund A, Bailey KR, Rumberger JA, et al. An algorithm for noninvasive identification of angiographic 3-vessel and/or LMCA disease in asymptomatic patients on the basis of cardiac risk and EBCT calcium scores. *J Am Coll Cardiol* 1999; 33:444-452
81. O'Rourke R, Brundage B, Froelicher V, et al. American College of Cardiology / American Heart Association Expert Consensus document on electron beam computed tomography for the diagnosis and prognosis of coronary artery disease. *Circulation* 2000; 102:126-140.
82. Huang H, Virmani R, et al. The impact of calcification on the biomechanical stability of atherosclerotic plaques. *Circulation* 2001; 103:1051-1056.
83. Baltaxe H, Wixson D. The incidence of congenital anomalies of the coronary arteries in the adult population. *Radiology* 1977; 122:47-52.
84. Burke A, Farb A, et al. Sports-related and nonsports-related sudden cardiac death in young adults. *Am Heart J* 1991; 121:568-575.
85. Ropers D, Ulzheimer S, et al. Investigation of aortocoronary artery by-pass grafts by MSCT with ECG gated image reconstruction. *Am J Cardiol* 2001; 88:792-795.
86. Ohtsuka T, Takamoto S, Endoh M, Ono M, et al. Ultrafast CT for minimally invasive coronary artery by-pass grafting. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1998; 116:173-174.

87. Ning R, Chen B, Yu R, et al. Flat panel detector based cone-beam volume CT angiography imaging: system evaluation. *Trans Med Imaging* 2000; 19:949-963.
88. Namdar M, Kaufmann P, Hanry T, et al. Combined CT angiogram and PET perfusion imaging for assessment of CAD in a novel PET/CT: a pilot feasibility study. *Eur Radiol* 2003; 13(Suppl 1):165.