



**T.C.
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
TAYFUR ATA SÖKMEN TIP FAKÜLTESİ**

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE KARDİYAK ANJİOGRAFİ
ÇEKİLEN HASTALARDA KORONER VASKÜLER ANOMALİ
VE VARYASYONLARIN SIKLIĞI İLE KARDİYAK BT
ANJİOGRAFİNİN GÖRÜNTÜLEMEDEKİ ÜSTÜNLÜĞÜ**

UZMANLIK TEZİ

**Dr. Ece KARAOĞLU
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**TEZ DANIŞMANI
Yrd. Doç. Dr. Ramazan DAVRAN**

HATAY 2013

**T.C.
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
TAYFUR ATA SÖKMEN TIP FAKÜLTESİ**

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE KARDİYAK ANJİOGRAFİ
ÇEKİLEN HASTALARDA KORONER VASKÜLER ANOMALİ
VE VARYASYONLARIN SIKLIĞI İLE KARDİYAK BT
ANJİOGRAFİNİN GÖRÜNTÜLEMEDEKİ ÜSTÜNLÜĞÜ**

UZMANLIK TEZİ

**Dr. Ece KARAOĞLU
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**TEZ DANIŞMANI
Yrd. Doç. Dr. Ramazan DAVRAN**

TEZ ONAY SAYFASI
T.C.
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
TAYFUR ATA SÖKMEN TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**Tez Adı: BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE KARDİYAK
ANJİOGRAFİ ÇEKİLEN HASTALARDA KORONER
VASKÜLER ANOMALİ VE VARYASYONLARIN
SIKLIĞI İLE KARDİYAK BT ANJİOGRAFİNİN
GÖRÜNTÜLEMEDEKİ ÜSTÜNLÜĞÜ**

Tezi Hazırlayanın Adı: Dr. Ece KARAOĞLU

Tıp Fakültesi Dekanlığı Onayı

(İmza).....
Prof.Dr.....
Tıp Fakültesi Dekanı

Bu tez çalışmasının “Tıpta Uzmanlık” derecesine uygun ve yeterli bir çalışma olduğunu onaylıyorum.

(İmza).....
.....Dr.....
Anabilim Dalı Başkanı

Bu tez tarafımdan okunmuş ve her yönü ile “Tıpta Uzmanlık” tezi olarak uygun ve yeterli bulunmuştur.

(İmza).....
.....Dr.....
Tez Danışmanı

TEZ JÜRİSİ:

1.(İsim ve imza).....
2.(İsim ve imza).....
3.(İsim ve imza).....
4.(İsim ve imza).....
5.(İsim ve imza).....

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	i
TABLOLAR	v
RESİMLER	vi
KISALTMALAR	viii
TEŞEKKÜR	x
ÖZET	xi
ABSTRACT	xii
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1.Koroner Arter Embriyolojisi	3
2.2.Koroner Arter Anatomisi	3
2.2.1.Sol ana koroner arter (LMCA)	3
2.2.2.Sol ön inen koroner arter (LAD, left anterior desendan)	3
2.2.3.Sirkumfleks koroner arter (LCx)	4
2.2.4.Sağ koroner arter (RCA)	4
2.2.5.Koroner venöz dolaşım	6
2.3.Koroner Arter Varyasyonları	6
2.3.1.İntermedier Arter Varyasyonu	6
2.3.2.Ektopik Olarak Sağ Sinüs Valsalvadan Kaynaklanan Konus Arteri	6
2.3.3.Sinüs Nod Arterinin Ektopik Olarak LCx'ten Kaynaklanması	6
2.4.Koroner Arter Anomalileri	6
2.4.1.LMCA Yokluğu	8
2.4.2.LMCA'nın Ektopik Olarak Sağ Sinüs Valsalvadan Kaynaklanması	9

2.4.3.LCx Yokluğu.....	10
2.4.4.LCx'in Ektopik Olarak Sağ Sinüs Valsalvadan Kaynaklanması	10
2.4.5.LCx'in Ektopik Olarak RCA'dan Kaynaklanması	10
2.4.6.RCA Yokluğu	11
2.4.7.RCA'nın Ektopik Olarak LAD'dan Kaynaklanması	11
2.4.8.Anormal Pulmoner Orjin Gösteren Koroner Arterler	11
2.5.Miyokardiyal İskemiye Yol Açan Anomaliler.....	12
2.5.1. Koroner Arter Fistülleri.....	12
2.5.2.Pulmoner Arterden Kaynaklanan Sol Ana Koroner Arter	12
2.5.3.Koroner Arterlerin Atrezi ya da Stenozu	12
2.5.4.Koroner Arterlerin Karşı Koroner Sinüsten Köken Alması.....	13
2.5.5.Tek Koroner Arter.....	13
2.5.6.Miyokardiyal Bridging.....	13
2.6.Koroner Arter Görüntüleme Yöntemleri.....	14
2.6.1. Kateter Koroner Anjiyografi	14
2.6.2. İntrakoroner Ultrasonografi	15
2.6.3. Elektron Beam Tomografi	16
2.6.4. Manyetik Rezonans Anjiyografi	17
2.6.5. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi.....	17
2.6.5.1.Çok Kesitli BT Fiziği	18
2.6.5.1.a.Temporal Çözünürlük.....	18
2.6.5.1.b.Uzaysal Çözünürlük	18
2.6.5.1.c.Tarama Zamanı.....	19
2.6.5.1.d.İnce Kesit Kalınlıkları	19
2.6.5.1.e.Gantri Rotasyon Süresi.....	19
2.6.5.1.f.Çoklu Dedektör	20

2.6.5.1.g.Görüntü Rekonstrüksiyonu	20
2.6.5.2.ÇKBT’deki Yeniliklerin Görüntü ve Tarama Parametrelerine Etkisi	21
2.6.5.2.a.Tarama Hızında Artış	21
2.6.5.2.b.Kesit Kalınlığında Azalma.....	23
2.6.5.2.c.X-Işımından Yararlanma Faktöründe Artış.....	23
2.6.5.2.d.Gantri Rotasyon Süresinin Kısalması	24
2.6.5.2.e.ÇKBT Koroner Anjiyografi	24
2.6.5.2.e.1.ÇKBT Koroner Anjiyografi Endikasyonları ve Kontrendikasyonları.....	24
2.6.5.2.e.2.Çok Kesitli BT Koroner Anjiyografide Hasta Hazırlığı.....	25
2.6.5.2.e.2.1.Çekim Öncesi Hazırlıklar	25
2.6.5.2.e.2.2.Çekim Masasındaki Hazırlıklar.....	26
2.6.5.2.e.3.ÇKBT Anjiyografide Kontrast Madde Kullanımı	27
2.6.5.2.e.3.1.Sabit Gecikme Tekniği.....	28
2.6.5.2.e.3.2.Test Bolus Tekniği	29
2.6.5.2.e.3.3.Bolus Tracking Tekniği.....	29
2.6.5.2.e.4.Görüntü Postprosesing İşlemleri	29
2.6.5.2.e.4.1.Aksiyel Kaynak Görüntülerin Rekonstrüksiyonu.....	30
2.6.5.2.e.4.2.Multiplanar Rekonstrüksiyonlar.....	31
2.6.5.2.e.4.3.Maksimum İntensite Projeksiyon (MIP	31
2.6.5.2.e.4.4.Üç Boyutlu Görüntüler.....	32
2.6.5.3.Çok Kesitli BT ile Koroner Anjiyografide Artefaktlar	32

2.6.5.4.Radyasyon Dozu	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM	36
3.1. Hasta Seçimi ve Hazırlığı.....	36
3.2. Çekim Protokolü	36
3.3. Görüntülerin Yorumlanması	37
4. BULGULAR.....	39
5. TARTIŞMA	48
6. SONUÇ	53
7. KAYNAKLAR	54
8. ÖZGEÇMİŞ	62

TABLÖLAR

Tablo 1: Koroner Anjiografide Rutin Görüntüler	14
Tablo 2: Efektif Radyasyon Dozları.....	35
Tablo 3: Değerlendirilen Gruplar	38

RESİMLER

Resim 1: Normal koroner anatomi; 3 boyutlu volüm rendering görüntülerde üstten bakışta(a) ve önden bakışta(b) sol ana koroner arter LAD ve LCX olarak ikiye ayrılmaktadır. Bu hastada LAD üç diagonal dal, RCA ise belirgin geniş sağ ventriküler dalını vermektedir(RVB). Ao=aorta, PA=pulmoner arter, LA=sol atrium, RA=sağ atrium. 5

Resim 2: Sağ dominant dolaşımında, volüm rendering görüntüde, sağ koroner arterin PDA ve RPL dallarını vererek interventriküler septumu beslediğini görmekteyiz. Ao=aorta, AR=sağ koroner sinüs, AL=sol koroner sinüs, A=kalp apeksi, PDA=posterior inen koroner arter, PL=sağ posterior lateral 5

Resim 3: MIP görüntüde(a) ve 3 boyutlu volüm rendering görüntülerde(b,c) sol ana koroner arterin sağ sinüs valsavadan köken alarak retroaortik olarak aorta ile sol atrium arasında seyir gösterdiği dikkati çekmektedir. Retroaortik düzeyde sol ana koroner arterin LAD ve LCX dallarına ayrıldığı izlenmektedir(c).RA=sağ atrium, LA=sol atrium, PA=pulmoner arter, LV=sol ventrikül, AR=sağ koroner sinüs, AL=sol koroner sinüs..... 9

Resim 4: LCX'in ektopik olarak RCA'dan kaynaklanması. LCX'in RCA'dan sağ sinüs valsavadan çıktıktan hemen sonra orjin aldığı izlenmektedir. MIP(a) ve 3 boyutlu volüm rendering görüntülerde(b) LCX'in aorta, sol ve sağ atrium arasında anormal seyir gösterdiği dikkati çekmektedir. 11

Resim 5: 3D volüm rendering görüntüde varyasyonel olarak sinüs nod arterinin ektopik olarak LCX'ten kaynaklandığını görmekteyiz. Sinüs nod arteri(siyah ok) LCX (beyaz ok)..... 40

Resim 6a: Olgu-1 Curved referance görüntüleme, LMCA'dan ayrılan hipoplazik LCX (beyaz ok)..... 41

Resim 6b:Olgu-2 3D volüm rendering görüntüde normal trasesinde hipoplazik LCX (beyaz ok)..... 42

Resim 7a: 3D volüm rendering görüntüde RCA ektopik olarak LAD'den orjin aldıktan sonra normal trasesinde seyir göstermektedir. Sarı ok:RCA, Beyaz ok: LAD 43

Resim 7b: 3D volüm rendering görüntüde RCA ektopik olarak LAD'den orjin aldıktan sonra normal trasesinde seyir göstermektedir. Sarı ok: RCA, Beyaz ok: LAD 44

- Resim 8a:** Koroner arter fistülü(ok) (3D volüm rendering imajlarda sol ana koroner arterden, LCX çıkış noktası komşuluğunda orjin alıp sol atriuma doğru uzanım gösteren aksesuar koroner arter) 45
- Resim 8b:**Koroner arter fistülü(ok) (Aksiyal MIP görüntülerde sol ana koroner arterden, LCx çıkış noktası komşuluğunda orjin alıp sağ atriuma dökülen koroner arter fistülü izlenmekte olup koroner arter fistülünün sağ atriuma döküldüğü düzeyde hafif kontrastlanma dikkati çekmektedir.) 45
- Resim 8c:** Koroner arter fistülü bulunan olguda ek olarak sağ akciğer alt lob medialinde intralober pulmoner sekestrasyon..... 46
- Resim 9a:**3D volüm rendering imajda LMCA'dan orjin alan RCA'nın daha sonra normal trasesinde seyir gösterdiğini izlemekteyiz, RCA (siyah ok), LMCA (kırmızı ok) 46
- Resim 9b:**3D volüm rendering imajda, LMCA'dan orjin alan RCA'nın daha sonra normal trasesinde seyir gösterdiğini izlemekteyiz. LMCA'nın LAD ve LCX dallarına ayırımını da bu imajda görmekteyiz. RCA (kırmızı ok) 47

KISALTMALAR

3D	3 Boyutlu
A	Kalp Apeksi
AHA	American Heart Association
AL	Sol Koroner Sinus
ALCAPA	Anomalous Left Coronary Artery From the Pulmonary Artery
Ao	Aort
AR	Sağ Koroner Sinus
AV	Atrioventriküler
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CTDI	Computed Tomography Dose Index
ÇKBT	Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi
DAS	Data transmission system
EBT	Electron beam tomography
EKG	Elektro Kardio Grafi
FOV	Field of View
IV	Intravenöz
KAH	Koroner Arter Hastalığı
KKA	Katater Koroner Anjiyografi
kV	Kilovolt
LA	Sol Atrium
LAD	Sol Ön İnen Koroner Arter
LAO	Sol Anterior Oblik
LCx	Sirkümfleks Arter
LMCA	Sol Ana Koroner Arter
LV	Sol Ventrikül
mAs	Miliamper
MIP	Maximum Intensity Projection
MPR	Multiplanar Reconstruction
MRA	Manyetik Rezonans Anjiyografi
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
mSv	MiliSievert
OM	Obtuse Marjinal
PA	Pulmoner Arter
PDA	Posterior desendan arter
PTKA	Perkütan Transluminal Koroner Anjiyoplasti
RA	Sağ Atrium
RAO	Sağ Anterior Oblik
RCA	Sağ Koroner Arter
ROI	Region of Interest
RPL	Sağ Posterolateral Dal
RVB	Sağ Ventriküler Dal
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences

SSD
VRT

Surface Shaded Display
Volume Rendering Technique

TEŞEKKÜR

İhtisasım süresince hoşgörü ve sabırla her konuda bana yardımcı olan, tez çalışmalarım boyunca desteğini esirgemeyen, tez danışmanım ve hocam, sayın Yrd. Doç. Dr. Ramazan DAVRAN'a teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimim boyunca bilimsel katkılarıyla bana yardımcı olan, eğitimime katkıda bulunan, birlikte çalışmaktan çok büyük mutluluk duyduğum sayın hocalarım Doç. Dr. Sinem KARAZİNCİR, Doç. Dr. Ali BALCI, Yrd. Doç. Dr. Hanifi BAYAROĞULLARI, Yrd. Doç. Dr. Nesrin ATÇI'ya en içten dileklerimle teşekkür ederim.

Bugünlere gelmemde büyük emeği bulunan sevgili aileme, iyi ve kötü her günümde, ihtisasım boyunca desteğini hep yanımda hissettiğim, sevgili eşim, meslektaşım Dr. Emre KARAOĞLU'na sonsuz teşekkürler...

Dr. Ece KARAOĞLU

ÖZET

Bilgisayarlı Tomografi İle Kardiyak Anjiyografi Çekilen Hastalarda Koroner Vasküler Anomali Ve Varyasyonların Sıklığı İle Kardiyak BT Anjiyografinin Görüntüleme Üstünlüğü

Giriş ve Amaç: Çalışmamızda Kardiyak BT Anjiyografi tetkiki için başvuran hastalarda, koroner vasküler anomali ve varyasyonların sıklığının saptanması ile BT anjiyografinin görüntüleme üstünlüğünün gösterilmesi amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada retrospektif olarak Mayıs 2009 –Mayıs 2012 tarihleri arasında KardiyakBT Anjiyografi tetkiki için başvuran 62 hastanın (25-81 yaş aralığında, 43 erkek, 19 kadın) görüntüleri kullanıldı. Koroner BT Anjiyografi tetkikleri rutin olarak EKG tetikleme özellikli 64 dedektörlü BT cihazı ile yapıldı. Tetkik öncesi kalp hızları dakikada 75'in üzerinde olan hastalara intravenöz beta bloker tatbik edildi. Görüntüler Vitrae çalışma istasyonunda aksiyel, multiplanar reformat ve üç boyutlu imajlarda değerlendirildi. Elde edilen veriler SPSS programı ile analiz edildi.

Bulgular: 62 hastadan elde olunan BT anjiyografi tetkikinde 6 koroner vasküler varyasyon ve anomali tespit edildi.

Sonuç: Koroner arter anomalilerinin nadir görülmesi ve asemptomatik olması, bu hastaların klinik özelliklerini, anatomik varyasyonların sıklığını ve çeşitliliğini gizlemektedir. Bu olgularda miyokardiyal iskemi, ani ölüm görülebilir. 64-ÇKBT Anjiyografi yüksek temporal ve uzaysal çözünürlüğüyle, 3 boyutlu rekonstrüksiyon yöntemiyle oluşturulan görüntülerle, koroner vasküler anomali ve varyasyonları ortaya koymada oldukça etkilidir.

Anahtar kelimeler: Koroner vasküler anomali ve varyasyonlar, Kardiyak 64-ÇKBT Anjiyografi

ABSTRACT

The Frequency of Coronary Vascular Anomalies and Variations in The Patients Performed Cardiac Angiography with Computer Tomography and The Superiority of CT Angiography for Imaging

Objective: In our study revealing the accomplishment of computed tomography angiography in establishing the frequency of coronary vascular anomalies and variations was purposed.

Method: In this study, the images of 62 patients (43 male, 19 female, 21-81 years old) who applied for cardiac computed tomography Angiography to our clinic between May 2009-May 2012 were investigated. Coronary computed tomography angiographies orderly were performed with a characteristically electrocardiogram triggering 64 detectors computed tomography machine. Before the investigation, intravenous beta blockers were performed to the patients with pulse rate more than 75 per minute. Images were evaluated with axial, multiplanar reformat and three dimensionally in vitrae working station. Data were analyzed with SPSS program.

Results: Six coronary vascular variations and anomalies were determined by Computed Tomography angiography images of 62 patients.

Conclusion: Rarity and asymptomatic attitude of coronary arterial anomalies conceal the clinical properties of the patients, frequency and diversity of anatomic variations. Myocardial ischemia and sudden death can be seen in these cases. Because of the high temporal and spatial resolutions and the images constituted with three dimensional reconstruction procedure, 64 multidetector computed tomography angiography is very effective in determination of coronary vascular anomalies and variations.

Key words: Coronary vascular anomalies and variations, Cardiac Multidetector computed tomography angiography

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Koroner arter anomalileri çoğunlukla semptom vermezler ve çekilen tetkikler sırasında tesadüfen saptanırlar. Ayrıca anomaliler ve varyasyonların bazıları miyokard perfüzyon bozukluğuna neden olarak anjina pektoris, miyokard infarktüsü, kalp yetmezliği ve ani ölüme yol açabilirler. Özellikle doğumsal ve edinsel kalp hastalıklarına eşlik eden koroner arter çıkış anomalilerinin saptanması tedaviyi planlamada önem taşımaktadır (1).

Bilgisayarlı tomografi ile koroner arterlerin değerlendirilmesi kalbin sürekli dinamik hareketi nedeniyle değerlendirmeyi güçleştirmektedir. Ancak teknolojik gelişmelerle 4, 8, 16 ve 64 ÇKBT'lerin yüksek temporal ve uzaysal çözünürlüğünün bulunmasıyla, rekonstrüksiyon yöntemleriyle farklı lokalizasyonların büyütülerek oluşturulan 3 boyutlu görüntüleriyle çekim kalitesi giderek artmaktadır. Görüntülemenin kalitesinde etkili faktörler; radyasyon dozunun ve artefaktların minimuma indirgenmesi, kalp hızının yavaş olması, tarama zamanının az olması, rekonstrüksiyon yöntemlerinin iyi bir şekilde kullanılmasıdır (2).

Bu çalışmanın amacı, çok kesitli 64-dedektör bilgisayarlı tomografi ile yapılan koroner anjiyografide insidental olarak saptanan koroner arter çıkış ve seyir anomalilerinin sıklığını saptamak ve 64-dedektörlü BT anjiyografinin koroner vasküler çıkış anomalilerini ortaya koymadaki etkinliğini araştırmaktır.

Sonuç olarak; koroner arter anomalileri genellikle asemptomatiktir ve nadir görülürler, bu da varyasyonların sıklığını, çeşitliliğini, klinik özelliklerini gizlemektedir. Koroner vasküler anomali ve varyasyonlar, klinik olarak çok ciddi görülmemekte olup birçok olguda miyokardiyal iskemi, azalmış yaşam süresi hatta

gelişebilecek ani ölüm riski ile birlikte olabilir. Koroner arter anomalilerini genç ölümlerinin en sık üçüncü sebebidir (3). Koroner arter anomalilerinin klinik önemi ve sonuçları yeni çalışmalarla bilgilerimiz çoğaldıkça daha da netleşecektir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Koroner Arter Embriyolojisi

Embriyoda kalbin vasküler sistemi üç bölümden meydana gelir. Dördüncü haftada intertrabeküler boşluktan ilk bölüm gelişir. Orta kardiyak venden altıncı haftada sinüs venosus oluşur. Bulbus kordisin tomurcuklanmasıyla koroner arterler meydana gelir. Sağ koroner arterdeki tomurcuklanma pulmoner konus, sağ ventrikül ve sağ apendiks arasındaki sulkusa doğru uzanır. Bu seyir boyunca sağ ve sol ventriküle muskuler dallarını verir. Sol koroner arter ise aortadan tomurcuklanır. İnterventiküler sulkusa geniş dallar verir. Sol atrioventriküler sulkusa sirkumfleks arteri verir. Ana koroner arterlerden çıkan dallar miyokarda penetre olarak intertrabeküler boşlukta anastomozlar yaparlar (4).

2.2.Koroner Arter Anatomisi

Aorta ile miyokard içindeki kapiller yatak arasındaki bağlantıyı sağlayan koroner arterler sağ ve sol olmak üzere iki büyük dala ayrılır. Bu dallar karşılıklı olarak aort kapak lifletlerinin arkasından çıkarlar. Sağ ve sol koroner arter orifisleri sıklıkla valsalva sinüslerin üst 1/3'ünde yerleşim gösterir. Sol koroner arterin orifisi, sağa göre aort kapağının oblik seyrinden ötürü daha yukarıda ve arkadadır.

2.2.1.Sol ana koroner arter (LMCA): Sol sinüs valsalvanın anteroinferioru ve pulmoner trunkus ile sol atrial apendiks arasında sola doğru seyrederek. Yaklaşık uzunluğu 10-20 cm'dir.

2.2.2.Sol ön inen koroner arter (LAD, left anterior desendan): Sol ana koroner arterden çıkan LAD, birinci septal dalını proksimalde, pulmoner konusun hemen

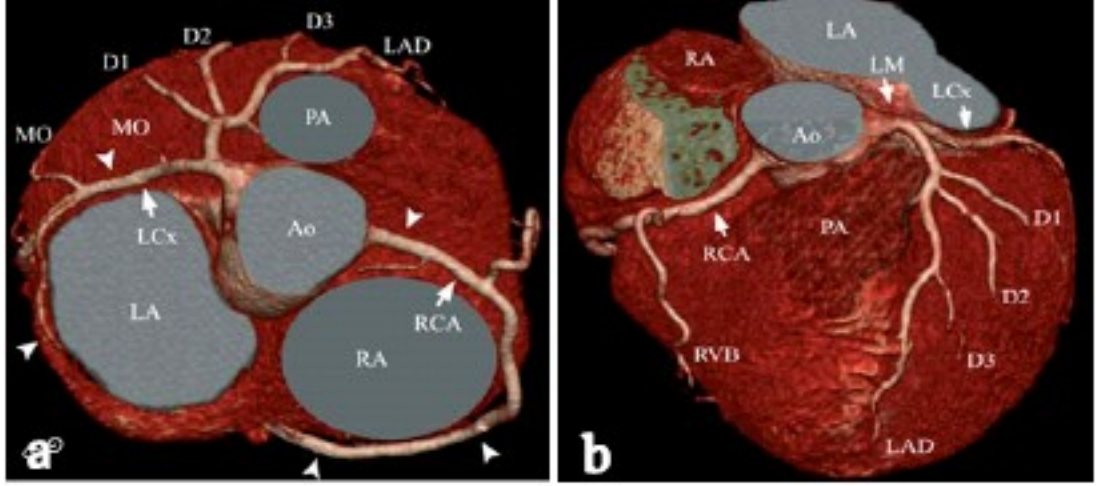
arkasında verir. Kalp apeksini dolaşıp yaklaşık 2 cm ilerleyen LAD, bifurkasyon şeklinde sonlanır. LAD'nin diagonal arterler olarak adlandırılan sol ventriküle verdiği yan dallar, sol ventrikülün anterolateral bölgesini ve septal perforatör dallar ile septumun ön 2/3'ünü ve apikal kısmını beslerler. Diagonal damarlar superiordan inferiora doğru isimlendirilerek ilk üçü cerrahi olarak önem taşımaktadır. Diğer dallar ise çok incedir.

2.2.3.Sirkumfleks koroner arter (LCx): Sol koroner arterin ikinci dalı olan LCx atrioventriküler oluk boyunca uzanarak sol atrial apendiks altına doğru devam eder. Sol ventriküle seyri boyunca birinci marjinal, ikinci marjinal olarak adlandırılan yan dallar verir. LCx inferiora devam ederek, sol koroner arter dominantlığı olanlarda, son bir dal olarak posterior desendan koroner arteri verir. Sol dominant, predominant dolaşım insanların %10'nunda görülmekte olup LCx posterior interventriküler sulkusa kadar uzanır ve atrioventriküler nodu besler. Ayrıca sinus nod arteri insanların %5'inde sirkumfleks arterden çıkar.

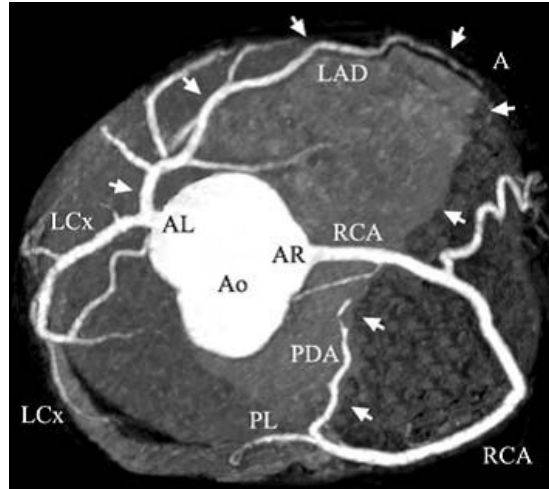
2.2.4.Sağ koroner arter (RCA): Sinüs valsavanın sağ kesiminden çıktıktan sonra epikardiyal yağ doku içinde atrioventriküler oluk boyunca aşağı doğru devam eder. Sağ koroner arterin ilk dalı ilk 2cm'lik segmentten çıkarak sinoatriyal noda gider. Sol anterior oblik pozisyonda "c" şeklinde görülen sağ koroner arter, %90 olguda atrioventriküler oluktan posterior interventriküler sulkusa uzanır. Atrial dalların çoğu sağ koroner arterden çıkarlar ve akut marjinal dal ile anterior ventriküler dal, sağ koroner arterin diğer dallarıdır. Genellikle bifurkasyon yaparak sonlanan sağ koroner arter, posterior desendan arter (PDA) ve sağ ventriküle posterior dallarını verir. Posterior interventriküler sulkusta ilerleyen PDA apekse kadar uzanır.

PDA'nın bazı küçük dalları, septumu delerek septumun 1/3 arka kısmını besler.İnsanların %90'nında atrioventriküler nod arteri sağ koroner arterden çıkar (5). Sağ koroner arter PDA ve arka sol lateral ventriküler dallarını (sağ posterior lateral; RPL) veriyorsa sağ dominant dolaşım; interventriküler septumu arkadanbesleyen ve arka sol lateral ventriküler dallar LCx arterinden kaynaklanıyorsa sol dominant dolaşım söz konusudur. Kodominant dolaşım ise interventriküler septumu arkadan besleyen dal RCA'dan (PDA), arka sol lateral ventriküler dallar ise LCx'den köken

alır. Sağ dominant koroner dolaşım %85, sol dominant koroner dolaşım % 8, kodominant dolaşım ise %7 oranında görülmektedir (6-8).



Resim 1: Normal koroner anatomi; 3 boyutlu volüm rendering görüntülerde üstten bakışta(a) ve önden bakışta(b) sol ana koroner arter LAD ve LCx olarak ikiye ayrılmaktadır. Bu hastada LAD üç diagonal dal, RCA ise belirgin geniş sağ ventriküler dalını vermektedir(RVB). Ao=aorta, PA=pulmoner arter, LA=sol atrium, RA=sol atrium.



Resim 2: Sağ dominant dolaşımda, volüm rendering görüntüde,sağ koroner arterin PDA ve RPL dallarını vererek interventriküler septumu beslediğini görmekteyiz. Ao=aorta, AR=sol koroner sinüs, AL=sol koroner sinüs, A=kalp apeksi, PDA=posterior inen koroner arter, RPL=sol posterior lateral

2.2.5.Koroner venöz dolaşım: Sağ atriuma açılan koroner venöz dolaşım post kapiller düzeyde birbirleriyle bağlantı kurarlar. Koroner venöz sinüs aracılığıyla venöz dönüşün % 75'i sağ atrium tabanına açılır.Koroner venöz dönüşün %20'isi, kalbin sağ tarafına daha fazla olmak üzere, Tebasian venlerle dört kardiyak odaya dökülürler. Kalan %5'ise sağ taraf odalarına lenfatik drenaj olarak açılırlar (5).

2.3.Koroner Arter Varyasyonları

2.3.1.İntermedier Arter Varyasyonu

Diğer isimleri Ramus medianus, intermedius ya da intermedier arterdir. % 70 oranında görülen intermedier arter varyasyonunun klinik bir önemi yoktur. LMCA bifurkasyon düzeyinden ayrılarakLAD'ın diagonal dalları ve LCx'in obtus dalları arasında bir alanı besler.

2.3.2.Ektopik Olarak Sağ Sinüs Valsalvadan Kaynaklanan Konus Arteri

Konus arteri sağ koroner arterin ilk dalı olmakla birlikte ayrı bir orifisle doğrudan sağ sinüs valsavadan da kaynaklanabilir (9). Bu varyasyonun sıklığı Bergman ve arkadaşlarının bildirdiğine göre yaklaşık %50 civarındadır (10). Varyasyonel olarak aortadan ayrılan bir konus arteri konvansiyonel anjiyografi sırasında yanlışlıkla kataterize edilerek dispneye neden olabilir.

2.3.3.Sinüs Nod Arterinin Ektopik Olarak LCx'ten Kaynaklanması

İnsanların % 60'ında RCA'dan, %40 oranında ise proksimal LCx'den kaynaklanan sinüs nod arteri superior ve posteriora doğru ilerler (11,12). Spalteholz, sinoatrial nodun %68 RCA tarafından, yaklaşık %32 oranında LCx'den ve çok nadiren de ekstrakardiyak bir arterden beslendiğini bildirmiştir (10). Bu varyasyonun klinik bir önemi yoktur.

2.4.Koroner Arter Anomalileri

Koroner arter anomalisi terimi nadir gözlenen varyasyonlar için kullanılır.Genel popülasyonda %0,3–1,6 sıklıkta görülür (13). Koroner anjiyografi, girişim ya da cerrahi yapılacak hastalarda, koroner arter anomalilerinin saptanması çok önemlidir (14). Koroner arterlerin anormal çıkışı ya da seyri asemptomatik olabileceği gibi ölümcül sonuçlar da doğurabilir. Bazı varyasyon ve anomalilerin miyokard iskemisi, ani kardiyak ölüm gibi ciddi, hayatı tehdit eden sonuçları nedeniyle hastalar titizlikle değerlendirilmelidir (15, 16).

Koroner anomali ve varyasyonların tanısında temel tercih edilen yöntem günümüze kadar kateter anjiyografi olmuştur. Ancak kateter anjiyografi ile varyasyonel veya anomalili arterin çıkışını belirlemek seyrini ortaya koymak komşu pulmoner arter ve aorta ile ilişkisini saptamak oldukça güçtür. Ayrıca damar anatomisinin yorumlanması, anormal veya varyasyonel bir çıkış ve seyir aranması da kolay değildir. Konvansiyonel anjiyografi ile 3 boyutlu görüntü oluşturulamadığından ve derinlik bilgisi sağlanamadığından damarın gerçek seyri hakkında fikir edinmek zordur. (17) Tüm bunlara ilaveten bu tekniğin invaziv ve pahalı bir işlem olması ÇKBT anjiyografiyi alternatif bir görüntüleme yöntemi olarak karşımıza çıkarmaktadır.

Koroner anomalilerin ve varyasyonların tanısında ve görüntülenmesinde Çok kesitli BT (16 dedektör ve üstü) 3 boyutlu yüksek görüntü kalitesiyle oldukça güvenilirdir. Kontrast madde yardımıyla koroner arterler, büyük damarlar ve kalp boşluklarıyla birlikte koroner arterlerin seyri eş zamanlı olarak gösterilebilir. Ancak ÇKBT'nin, koroner dolaşım ile ilgili hemodinamik bilgi sağlayamaması, ayrıca aritmisi olan ve yeterince uzun nefes tutamayan hastalarda tetkikin başarısız olması gibi bazı kısıtlılıkları da vardır (18).

Koroner arter anomalileri, spora bağlı ani kardiyak ölümlerin %12'sinden sporla ilgisi bulunmayan ölümlerin ise %1,2'sinden sorumlu tutulmaktadır. Amerikan Kalp Birliği Ani Ölüm Kurulu'nun raporlarına göre, atlet ölümlerinin %19'una koroner anomalilerin yol açtığı bildirilmiştir (19). Nadir olmakla birlikte, hemodinami ya da miyokardiyal perfüzyon bozuklukları; artmış ateroskleroz riskine

yol açan, yüksek riskli anatomi ile birliktelik gösterebilirler ve böylece dispneden ani ölüme kadar değişebilen klinik durumlara neden olabilirler. Daha hafif tipler ise yaşam sırasında ya da ölüm sonrası değerlendirmede gözden kaçabilir (13).

Angelini'nin sınıflandırması, koroner arter anomalilerini sınıflandırmada en geniş sınıflandırmalardan biridir (20).

Bu sınıflandırmada ana gruplar;

1. Çıkış ve seyir anomalileri,
2. Koroner arter iç anatomisi ile ilgili anomaliler
3. Koroner sonlanma ile ilgili anomaliler,
4. Anormal kollateral damarlardır.

2.4.1.LMCA Yokluğu

Bu anomali tüm koroner arter anomalilerinin %30,4'ünü oluşturur. Olguların %0,41'inde LMCA izlenmez. LAD ve LCx ayrı yerlerden köken alır (6,11,23).Eğer LMCA yoksa 4 ihtimalden biri söz konusudur;

(a) LAD ve LCx sol sinüs valsavadan ayrı ostiumlarla çıkar, normal uzunluk ve seyir gösterirler (24,25).

(b) LCx sağ sinüs valsalva ya da RCA'dan köken alır ve aortanın posteriorundaseyreder (15, 26, 27).

(c) LAD sağ sinüs valsalva ya da RCA'dan köken alır, septal ya da anteriorserbest duvar seyri gösterir (15, 27, 28).

(d) LAD koroner arter çıkışı olmayan aortik sinüsten kaynaklanabilir. Başlangıç kısmı aortanın posteriorundadır ve normal sulama sahasına yani anteriora doğru seyir gösterir (28). Bu anomaliyi çok kısa LMCA'dan ayırt etmek güç olabilir. Her iki anomalide de, kateter anjiyografi sırasında yalnızca LAD ya da yalnızca LCx opasifiye olarak diğer koroner arterin tamamen tıkalı olduğu düşüncesine yol açabilir (29).

2.4.2.LMCA 'nın Ektopik Olarak Sağ Sinus Valsalvadan Kaynaklanması

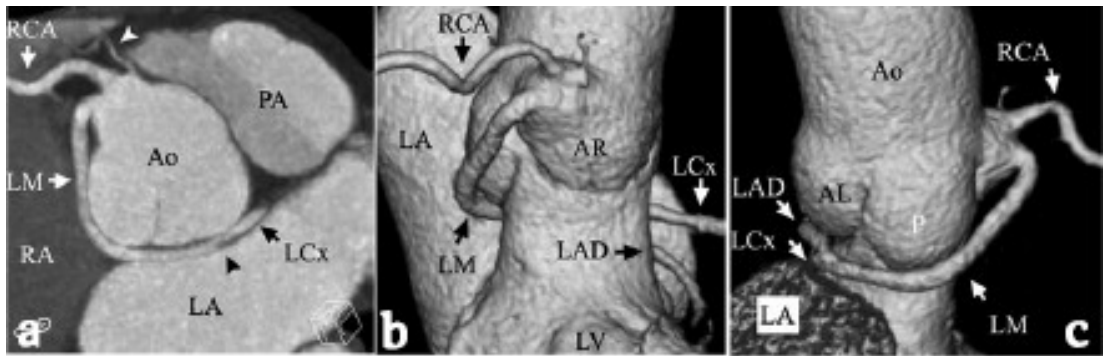
Sol ana koroner arterin ektopik olarak sağ sinus valsalvadan köken alması oldukça nadir bir anomalidir (30). Anomalili LMCA'nın aorta ve pulmoner arterle olan ilişkisine bağlı olarak ciddi problemlere yol açabilir (14,17, 30).

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

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

İnterarteriyel seyir gösteren sol ana koroner arter kalple ilgili ciddi problemlere yol açarken septal seyir oldukça benign seyredir. Bu nedenle interarteriyel ve septal seyirler arasında ayrım yapılması önemlidir (28) .

Sağ sinüs valsalvadan kaynaklanarak interarteriyel seyir gösteren LMCA, gençlerde egzersiz sırasında ya da egzersizden kısa süre sonra ani ölüme yol açabilir.



Resim 3:MIP görüntüde(a) ve 3 boyutlu volüm rendering görüntülerde(b,c)sol ana koroner arterin sağ sinüs valsavadan köken alarak retroaortik olarak aorta ile sol atrium arasında seyir gösterdiği dikkati çekmektedir. Retroaortik düzeyde sol ana koroner arterin LAD ve LCx dallarına ayrıldığı izlenmektedir(c).RA=sağ atrium, LA=sol atrium, PA=pulmoner arter, LV=sol ventrikül, AR=sağ koroner sinüs, AL=sol koroner sinüs.

2.4.3.LCx Yokluğu

LCx yokluğu oldukça nadir bir anomalidir. Kalbin tabanını katederek solatriyoventriküler oluğa posteriordan ulaşan RCA, LCx'in yokluğunu telafi etmeye çalışır (29).

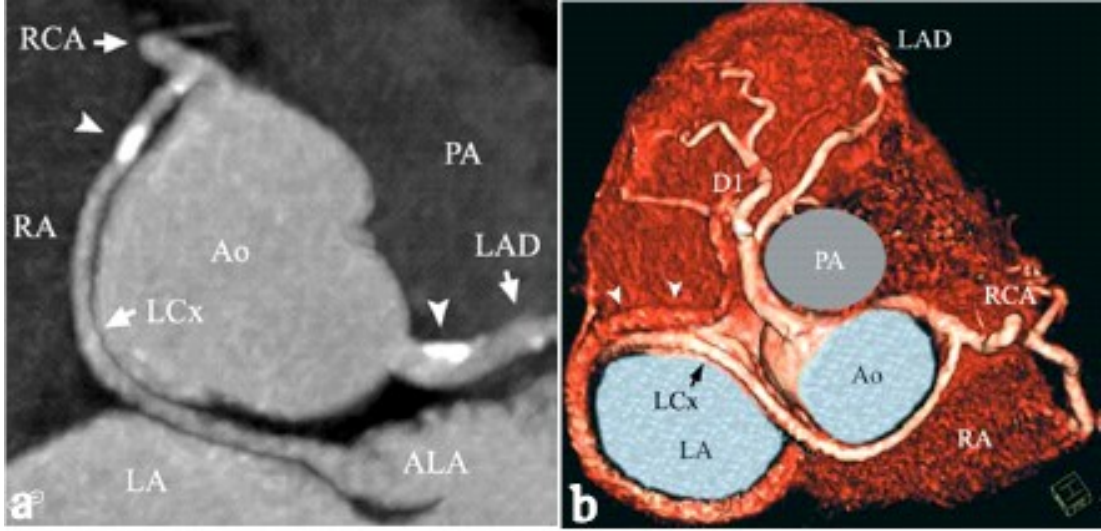
2.4.4.LCx'in Ektopik Olarak Sağ Sinüs Valsalvadan Kaynaklanması

Yüzde 0,37 oranında görülen LCx'in sağ sinüs valsalvadan kaynaklanması bütün koroner arter anomalilerinin %27,7'sini oluşturmaktadır (10). Bu anomali LMCA anomalilerinin bir alt tipidir. LMCA yoktur ve LCx sağ sinüs valsalvadan kaynaklanarak aortanın posteriorunda seyreder (14,27). Miyokardiyal iskemiye neden olmayan anomaliler arasında bildirilmektedir (17).

2.4.5.LCx'in Ektopik Olarak RCA'dan Kaynaklanması

İyi bilinen bir varyasyon olan LCx'in ektopik olarak RCA'dan kaynaklanması bazı yazarlara göre %0,67'lik insidans ile en sık görülen koroner anomali olarak kabul edilmektedir (31,32).

Aort kapağının hemen altında aort kökünün arkasından dolaşan aberrant LCx bilgisi, aort kapak replasmanı yapılacak hastalar için önemlidir.Aort kapak replasmanı yapılacak hastalar dışında, retroaortik LCx benign kabul edilir (31).



Resim 4:LCx'in ektopik olarak RCA'dan kaynaklanması. LCx'in RCA'dan sağ sinüs valsavadan çıktıktan hemen sonra orjin aldığı izlenmektedir.MIP(a) ve 3 boyutlu volüm rendering görüntülerde(b) LCx'in aorta, sol ve sağ atrium arasında anormal seyir gösterdiği dikkati çekmektedir.

2.4.6.RCA Yokluğu

Sağ sinüs valsavadan ayrılan bir RCA olmadığı durumda, sol koroner arterin birdalı olarak çıkar ve anterior ya da posteriordan ilerleyerek kendi sulama sahasına ulaşır (29).

2.4.7.RCA'nın Ektopik Olarak LAD'dan Kaynaklanması

Tek koroner arter anomalisinin bir alt grubu olan RCA'nın ektopik olarak LAD'dan kaynaklanması oldukça nadirdir. Diğer ektopik orijinli RCA tiplerine göre daha benigndir (33). Genel populasyonda tek koroner arter sıklığı yaklaşık olarak %0.024'tür (24).

2.4.8.Anormal Pulmoner Orjin Gösteren Koroner Arterler

En sık sol ana koroner arterin (LMCA) pulmoner arterden kaynaklanması şeklinde izlenir. ALCAPA ya da Bland-White-Garland Sendromu olarak adlandırılır.Tedavi edilmediğinde hastaların %85'i yaşamlarının ilk yılında kaybedilirler. Ancak %10 hasta erişkin yaşlara ulaşır (34).

2.5.Miyokardiyal İskemiye Yol Açan Anomaliler

Bu gruptaki anomaliler; koroner arter fistülleri, pulmoner arterden kaynaklanan sol koroner arter,konjenital koroner stenoz ya da atreziler, koroner arterlerin karşı koroner sinüsten köken alması ve tek koroner arterdir.

2.5.1. Koroner Arter Fistülleri

Hemodinamik olarak önemli, en sık görülen koroner arter anomalisi koroner arter fistülleridir. Koroner arter fistülü bulunan hastaların yarısı asemptomatik olmakla birlikte hastaların diğer yarısı konjestif kalp yetersizliği, infektif endokardit, miyokardiyal iskemi ya da anevrizma rüptürü ile karşı karşıya kalabilir (35). Anjiyografilerin %0,67'sinde koroner arter fistülleri izlenmektedir ve koroner anomalilerin cerrahi tamiri için en sık endikasyonu oluşturmaktadır (36). Kaynaklandığı ve drene olduğu yer açısından geniş bir spektruma sahip olan fistüller, tek ya da çok sayıda olabilirler. Fistüllerin çoğu RCA'dan kaynaklanır ve kalbin sağ tarafındaki boşluklara drene olur.

2.5.2.Pulmoner Arterden Kaynaklanan Sol Ana Koroner Arter

Ana pulmoner arterden kaynaklanan sol ana koroner arter (LMCA) bulunaninfantların çoğunda hayatlarının ilk 4 ayında konjestif kalp yetersizliği ve miyokardiyal iskemi ortaya çıkar. Yaklaşık %25 hasta adölesan ya da erişkin çağa ulaşır. Ancak bu hastalarda mitral regürjitasyon, anjina ya da konjestif kalp yetersizliği ortaya çıkar (35).

2.5.3.Koroner Arterlerin Atrezi ya da Stenozu

İzole olarak görülebilen koroner arterlerin atrezisi ya da stenozu, kalsifik koroner skleroz, supravavüler aortik stenoz, homosistinüri, friedreich ataksisi, hurler sendromu, progeria ve rubella sendromu ile birlikte de izlenebilir. Bu durumlarda atrezik damar karşı taraftan kollateral damarlar vasıtasıyla kan alır (35).

2.5.4.Koroner Arterlerin Karşı Koroner Sinüsten Köken Alması

LMCA'nın ektopik olarak proksimal RCA ya da sağ sinüs valsavadankaynaklanarak aorta ve sağ ventrikül çıkım yolu arasında seyretmesi, gençlerdeegzersiz sırasında ya da egzersizden hemen sonra ortaya çıkan ani ölümlerleilişkilendirilmiştir. Ani ölüm riskindeki artış, aberrent koroner arterlerin ostiumları ya da ani çıkış açıları, damarın aorta ve pulmoner trunkus arasındaki olası kompresyonuna bağlı olabilir.

LMCA'dan ya da sol sinüs valsavadan kaynaklanarak aorta ve sağ ventrikülçıkım yolu arasında seyreden ektopik RCA ise daha az tehlikelidir (35). Ancak bu anomali de benzer mekanizma ile miyokardiyal iskemi ya da ani ölüme yol açabilir.

2.5.5.Tek Koroner Arter

Tek koroner arter kendi içinde çeşitli varyasyonlar göstermektedir. Majordallardan biri aorta ve sağ ventrikül çıkım yolu arasında seyrederse hemodinamik sorunlar ortaya çıkarabilir (35).

2.5.6.Miyokardiyal Bridging

Miyokardiyal bridging, ilk olarak 1922 yılında Crainicianu tarafından tarif edilmiş olup, koroner arteri çevreleyen miyokard tabakasının sistol sırasında koroner artere bası yaparak kan geçişini engellemesidir (37).Koroner arterler normalde miyokardın üzerinde seyretmektedir. Koronerarterlerin bir kısmının üzerinde seyreden kas lifleri miyokardiyal bridginge neden olur.

Vakaların çoğunda asemptomatik olmakla birlikte bazen ciddi iskemiye yol açabilir. Anjina, miyokardiyal iskemi, miyokard enfarktüsü, sol ventrikül disfonksiyonu, paroksismal AV blok, egzersize bağlı ventriküler taşikardi ve ani kardiyak ölüme neden olabilir (37). Bu komplikasyonlar nedeniyle miyokardiyal bridgingin tanı ve tedavisi önemlidir.

Miyokardiyal bridgingin uzunluk ve derinliği koroner BT anjiyografide sagittal görüntülerle kolaylıkla değerlendirilebilir (38). Birkaç kas lifi bile miyokardiyal

bridginge neden olduğundan miyokard içine deplase olan damarın tanınması çok önemlidir ve ÇKBT ile kolayca değerlendirilebilir.

Ayrıca 3 boyutlu görüntüler klinisyenin ve hastanın sorunu anlamasına yardımcı olabilir(38).Miyokardiyal bridging koroner arterlerin aterosklerotik olmayan anatomik biranomalisidir. Miyokardiyal bridgingin insidansı anjiyografi sonuçlarına dayanarak %0,5–2,5 olarak bildirilmiştir (39).

2.6.Koroner Arter Görüntüleme Yöntemleri

2.6.1. Kateter Koroner Anjiyografi

Koroner arter görüntülemesinde invaziv bir işlem olan kateter anjiyografi, damar duvarında hasara neden olabilmesine ve hastanede yatış süreci gerektirmesine rağmen koroner arterlerin tanısal olarak değerlendirilmesinde ve girişimsel uygulamalarında halen altın standart bir yöntemdir.

Koroner anjiyografi periferik bir arterden yerleştirilen kateterlerin koroner arterlerin orijinine kadar ilerletilmesi ve kateter içerisinden verilen radyopak maddeler ile x-ray altında koroner arter lümen anatomisinin radyografik olarak görüntülenmesi yöntemidir (40).

Kateter anjiyografide rutin olarak kullanılan görüntüler ve değerlendirilen segmentler aşağıdaki gibidir (Tablo 1)(40).

Tablo 1: Koroner Anjiyografide Rutin Görüntüler (40).

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

Kateter koroner anjiyografi 1959'dan beri koroner arter görüntülemesinde, altın standarttır (41). PTKA, intrakoronere stent yerleştirilmesi, anjiyoplasti ve intrakoronere lizis gibi farklı tedavi seçenekleri ile birlikte kullanılabilir (41).

Koronere arter içine bolus olarak verilen kontrast maddenin ardından saniyede 60 görüntü elde edilir. Geometrik rezolusyonu yaklaşık milimetrede 5 çizgi çiftidir (42). Radyasyon ekspozuru tanısal işlemlerde yaklaşık 5 mSv olup girişimsel işlemlerde ise yaklaşık 15 mSv'dir. İnvaziv bir işlem olan KKA'nın komplikasyon oranı yaklaşık % 0.08'dir ve acil cerrahi girişim gerektirebilir (41). İşlemlerle ilgili mortalite oranı; % 0.15, morbidite oranı ise % 1,5'dir (43).

Koronere arterleri intralüminal olarak değerlendiren ancak damar duvarlarını doğrudan görüntüleyemeyen KKA kısıtlı bir yöntemdir. Bu nedenle lümen daralması oluşturmamış, erken KAH hakkında bilgi vermez (41). Ancak stenoz oluşturmuş KAH varlığında yüksek rezolusyon ile stenoz miktarını, lümen çapını ve lümen düzensizliğini gösterir. Stenotik segmentin normal segmente oranlanması ile stenoz miktarı belirlenir, fakat normal segmentin olmaması durumunda diffuz aterosklerotik KAH'da, stenoz oranı normalin altında tahmin edilebilir. Ayrıca lümen dışına doğru büyüyen aterosklerotik plaklarda, önemli KAH'na rağmen lümen çapı normal izlenebilir (44).

2.6.2. İtrakoronere Ultrasonografi

Vasküler anatomisinin değerlendirilmesinde önem kazanan, intravasküler ultrason, küçük çaplı ultrason kateterleri yardımıyla, perkütan girişimler öncesinde koroner lezyonların rahatlıkla incelenmesini mümkün kılmaktadır. Direkt olarak damar duvarı, plak ve lümen hakkında bilgi vermekte olan İtrakoronere ultrason, ayrıca ateromun büyüklüğü, yapısı ve yaygınlığını saptayabilmekte, lezyon ve referans segmentlerinde kesin ölçümler yapabilmektedir (40).

2.6.3. Elektron Beam Tomografi

Boyd ve arkadaşları tarafından 1979'da özellikle kalp gibi hareketli organların değerlendirilmesi amacıyla geliştirilen EBT, "Ultrafast" BT, "Cine" BT veya 5. jenerasyon BT olarak da adlandırılmaktadır. EBT'nin, dizaynında mekanik olarak hareket eden hiçbir parçanın bulunmayışı diğer BT cihazlarından en önemli farklılığıdır(45). EBT ile yüksek rezolüsyonlu volüm modunda koroner arterlerdeki kalsiyumun görüntülenmesisağlanır. Standart koroner kalsiyum tarama protokolünde, 3 mm kesit kalınlığı ve 3 mm masa hareketi, 100 msn tarama zamanı, 512x512 matriks ve mümkün olabilen en küçük "field of view" (FOV) parametreleri kullanılır. Hasta supin pozisyonunda yatar halde topogram görüntü alındıktan sonra, aort kökünden itibaren tüm kalbi içerisine alacak şekilde ve kalp hareketlerini en aza indirebilmek için diyastol sonu EKG tetikleme uygulananarak, yaklaşık 30–40 adet aksiyel kesit alınır(45).

2.6.3.1.EBT Anjiografi Çekimi

Kardiak siklusun seçilen bir fazında, EBT ile koroner arterler prospektif olarakgörüntülenir. Sadece kardiyak siklusun belli bir fazında prospektif görüntü elde edilmesi, üç büyük koroner arterin kardiyak siklusun farklı zamanlarında olan hareket paterni nedeniyle, üç koroner arterden sadece biri için optimal görüntüleme sağlar. Sadece belli bir fazda İnceleme 3 mm kesit kalınlığı, 1.5 mm masa hareketi, 100 ms tarama zamanı, %80 EKG tetikleme, 512x512 matriks ve 30 cm FOV parametreleri ile 160 ml (4 ml/sn) non-iyonik intravenöz kontrast madde enjeksiyonu kullanılarak gerçekleştirilir. Elde edilen aksiyel kesitlerden "volume rendering technique" (VRT), "surface shaded display" (SSD), "maximum intensity projection" (MIP)ve "multiplanar reconstruction" (MPR) teknikleri ile üç boyutlu görüntüler oluşturulur (46).

EBT koroner anjiografiyi, non-invaziv olarak KAH tanısında ilk kez Achenbach ve Moshage kullanmaya başlamıştır (46).

2.6.4. Manyetik Rezonans Anjiografi

Noninvaziv Manyetik Rezonans Anjiografi (MRA) ilk kez 1993'te kullanılmaya başlanmıştır(47). MRA'da tüm kardiyak siklularda görüntü elde edilmesi, iyonizan radyasyon ve kontrast madde kullanılmaması bir avantajdır.

Ancak görüntüleme için teknik problem oluşturan, kalp ve solunum hareketleri, küçük damar çapı, koroner arterlerin tortüöz seyri gibi nedenler bulunmaktadır (47). Free-breathingnavigator eko ve breat-hold volumetrik teknikler kullanılan yöntemlerdir. Stenoz tespitinde KKA ile yapılan ilk karşılaştırmalı çalışmalarda MRA sensitivitesi %90, spesifitesi ise %92 bulunmuştur. Son yapılan çalışmalarda ise sensitivite %65–86 spesifite ise %88–97 arasında değişmektedir (47).

Aterosklerotik plak karakterizasyonu MRG ile farklı sekanslardaki değişik sinyal özellikleri ile yapılabilmektedir (48).Kompleks aterosklerotik lezyonların (fibröz kep, lipid kor, kalsiyum ve hemoraji) komponentlerinin belirlenmesi konusunda son zamanlarda yapılan başarılı çalışmalar vardır (48).

2.6.5. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi

Alan Cormack tarafından 1963 yılında teorize edilen bilgisayarlı tomografi radyolojide yeni bir çığır açmıştır. Bilgisayarlı tomografi 1970'li yıllarda görüntülemeye girmiştir (49). BT'nin bulucuları olarak, diagnostik görüntülemeye elde ettikleri başarıları nedeniyle Godsfrey Hounsfield ve Alan Cormack 1979 yılında nobel ödülünü almışlardır (49).1989 yılında spiral tarama geliştirilmiş ve 1991'de 1 mm'nin altında kesit alabilen cihazlar üretilmiştir. Bugünkü ÇKBT teknolojisinin öncüsü, ikiz dedektörlü helikal BT de aynı yıl geliştirilmiştir. 1993'te kullanıma sokulan gerçek zamanlı BT ile BT floroskopi altında biyopsi işlemlerinin yapılabilmesi, damar yapıları yada organlar içindeki kontrastlanmanın monitörizasyonu (otomatik bolus yakalama programları) olanaklı hale gelmiştir. 1995'te Gantri rotasyon zamanlarının 1 sn'nin altına inmesi mümkün olmuştur. 1998 yılında da ilk çok kesitli BT sistemleri kullanıma girmiştir (50).

2.6.5.1.Çok Kesitli BT Fiziği

2.6.5.1.a.Temporal Çözünürlük

Görüntünün rekonstrüksiyonunu yapmak için gerekli tarama verisinin elde edilmesi sırasında geçen sürenin miktarı temporal çözünürlük olarak tanımlanır. (51)Çok kesitli BT için, temporal çözünürlük, cihazın tek bir gantri rotasyonunu tamamlama süresine bağlı olup gantri rotasyon süresinin yarısına eşittir. Temporal çözünürlük düşük kalp hızları için uygundur. Yüksek hızlardabulanıklaşma ve merdiven basamağı artefaktına neden olabilir. Yüksek kalp hızları sözkonusu olduğunda ise temporal çözünürlük, birden fazla kalp siklusuna ait veriler kullanılarak artırılabilir (51). Elde edilen temporal çözünürlük gantri rotasyon süresinin, kullanılan kalp siklusu sayısının iki katına bölünmesi ile hesaplanır. (52) Tek kalp siklusundan elde edilen veriler görüntü oluşturmak için kullanılıyorsa buna “tek-sektör rekonstrüksiyon” denir. Eğer birden fazla siklustan elde edilen veriler kullanılıyorsa buna ”multisektör rekonstrüksiyon” veya “multisegment rekonstrüksiyon” denir. Genel olarak 65 atımdan daha düşük kalp hızları için tek sektör rekonstrüksiyon kullanılır (52).

2.6.5.1.b.Uzaysal Çözünürlük

Koroner arterler genellikle 2–4 mm çapa sahiptirler. Arter lümeni proksimal anadallarda 4 mm ve uç dallarda 1 mm civarındadır (53). Distal dallarla karşılaştırıldığında,proksimal dallar için çok kesitli BT ile darlık tespit duyarlılığı daha yüksektir (52).

Koroner arterlerin kalp yüzeyindeki seyri de karmaşıktır. Sol anterior desendanarter (LAD) aksiyel plana neredeyse paraleldir. Sağ koroner ve sol sirkumfleks arterler (RCA ve LCx) ise aksiyel plana dik seyrederek. Bu nedenle hem aksiyel planda ve hem de z ekseninde boyunca uzaysal çözünürlük yüksek olmalıdır (52).

Uzaysal çözünürlük büyük oranda tarayıcının tipine bağlıdır. 16 kesitlicihazlar bu anlamda 4 kesitli tarayıcılara göre daha avantajlıdır. Cihazın tasarımına göre daha küçük aralıklarla dedektörler bulunabilir.

Altın standart olan kateter anjiografinin uzaysal çözünürlüğü 0,2x0,2 mm'dir. Bu değer 4 kesitli cihazlar için 0,6x0,6x1,0 mm; manyetik rezonans anjiografi için 1,25x1,25x1,5 mm'dir (54).Spiral BT ile hacim görüntüleri elde edilebilmesi ve üst üste gelen kesitlerin rekonstrüksiyonu, z eksen çözünürlüğünü arttırdığından dolayı 16 kesitli BT cihazlarının uzaysal çözünürlüğü 0,5x0,5x0,6 mm'ye ulaşmaktadır (55).

2.6.5.1.c.Tarama Zamanı

Tarama zamanı incelenecek bölgeninuzunluğuna ve cihazın rotasyon süresine bağlıdır. Koroner anjiografide, karının 1 cm altından başlanır ve kalp tabanına kadar yaklaşık 10–12 cm'lik mesafe taranır (47). Cihazın kesit sayısı ve rotasyon hızı yüksek ise, tarama süresi, dolayısıyla da nefes tutma süresi kısalmır. Nefes tutma süresinin en aza indirilmesi solunumla ilgili artefaktların da azalmasına katkı sağlayacaktır. Görüntüler kısa sürede elde edildiği için, kalp venlerinin kontrast madde ile dolarak raporlamada karışıklıklara yol açması da engellenmiş olur (53).

2.6.5.1.d.İnce Kesit Kalınlıkları

ÇKBT cihazları artmış hızları sayesinde klasik konvansiyonel helikal cihazlardan farklı olarak kesit taramasından çok, bir anlamda "hacim taraması" yapmaktadır. Longitudinal düzlemdeki (Z eksenindeki) çözünürlüğü yeterli olması, yüksek kalitede hacim bilgisi için gerekmektedir. Kesit kalınlığı, Z eksen çözünürlüğünü belirleyen başlıca faktördür. Minimum kesit kalınlığı dedektör teknolojisindeki iyileştirmelerle giderek düşürülmektedir. Böylece ulaşılan anizotropik voksel geometrisi sayesinde multiplanar reformasyonlar ve üç boyutlu görüntüleme optimal görsel keskinlikle yapılabilmektedir (56).

2.6.5.1.e.Gantri Rotasyon Süresi

İlk olarak EBT cihazları ile tarama bir saniyenin altına indirilmiştir. Çok kısa bir zaman içerisinde helikal cihazlarda da rotasyon süreleri 1 sn'nin altına indirilmiştir (57). Gantri rotasyon süresinin bu denli kısılması hareket artefaktlarını belirgin olarak azalttığı gibi aynı süre içinde daha geniş anatomik bölgeler taranabilmesi olanağını doğurmuş ve longitudinal (z eksen) çözünürlüğü de artırmıştır. Bu durum

kalbin diastolik fazında göreceli olarak hareketsiz görüntülerin alınmasına izin vermektedir. Bu gelişme prospektif ve retrospektif elektrokardiyografik tetikleme ile birlikte, koroner arter kalsiyum skorlama ve koroner arter BT anjiyografi gibi kardiyak uygulamaların yapılabilmesine olanak sağlamıştır. Artık ÇKBT cihazlarında EBTCihazlarıyla karşılaştırılabilir düzeyde kalsiyum skorlama yapılabilmektedir (58). Tarama zamanının 1 sn'nin altına indirilmesi için gantri çiziminde (design), gantri motorunda, veri ileti düzeninde (data transmission system-DAS) ve X-ışın tüpünde bazı değişikliklerin yapılması gerekmiştir. Tarama zamanı 1 sn'den 0,5 sn'ye indiğinde gantriye uygulanan merkezkaç kuvvetinde 4 kat artış oluşmaktadır. Gantrinin bu kuvvet artışını karşılamak üzere yeniden biçimlendirilmesi gerekmektedir. Yine tarama zamanı kısaldıkça birim zamanında ölçülen veri miktarı artmaktadır. Bu miktardaki verinin iletimi düşük voltajlı slip-ring yönteminden farklı, daha yüksek hacimli ve hızlı veri iletim sistemlerine ihtiyaç doğurmuştur. Tarama zamanının kısılması tüpe uygulanan merkezkaç kuvvetini arttırdığı gibi tüpün ürettiği X-ışını miktarının artmasını ve dolayısıyla tüpün soğutma yeteneğinin iyileştirilmesini de gerektirmiştir (50).

2.6.5.1.f. Çoklu Dedektör

Çok kesitli BT teknolojisinin ana bileşeni dedektör yapısıdır. Konvansiyonel spiral BT cihazlarında dedektör tek sıra halinde dizilmiş dedektör elemanlarının oluşturduğu tek boyutlu bir yapı iken, multidedektör BT cihazlarında çok sayıda dedektör sırasından oluşan iki boyutlu bir matris yapısıdır.

Çok kesitli BT cihazlarında sistemin minimum kesit kalınlığını belirleyen unsur en küçük dedektör elemanının Z eksenindeki genişliğidir. Bu değer bazı sistemlerde 0,5 mm, bazı sistemlerde 0.625 mm'dir.

2.6.5.1.g. Görüntü Rekonstrüksiyonu

ÇKBT cihazlarında dedektör iki boyutlu olduğundan tüpten çıkan X-ışını hüzmesi de iki boyutlu koni şeklindedir. Koni içinde belli bir açıyla dedektör elemanlarına gelen X ışınları, konvansiyonel rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması durumunda, artefaktlara yol açabilir. ÇKBT cihazlarında bu artefaktların giderilebilmesi için, konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılan 180

derece lineer interpolasyon algoritması değil, çok noktalı (multipoint)interpolasyon ile görüntüler rekonstrükte edilmektedir (59,60).Bu şekildedaha yüksek kalitede görüntü eldeedilebilmektedir.

Multipoint rekonstrüksiyon algoritmasında verilerin örnekleme de optimize edilmiştir. Optimize edilmiş örnekleme adı verilen bu yöntemin amacı longitudinalyönde veri örnekleme miktarını arttırmak, yani daha fazla ölçüm bilgisi elde etmek veböylece sinyal/gürültü oranını arttırmaktır (60).Bu nedenle tamamlayıcı verilerin görüntü kalitesine bir katkısı olamamaktadır. Dolayısıyla böyle bir sistemde helikal pitchfaktörü 3,5 veya 4,5 gibi kesirli sayılardan seçilmektedir. Böylece ortaya paradoksal birsonuç çıkmaktadır. Konvansiyonel yönteme göre daha fazla ölçüm verisikullanılmasına olanak veren optimal örnekleme yöntemi sayesinde, ÇKBT cihazlarında aynı dozun kullanılması durumunda S/G oranı konvansiyonel BT cihazlarına göre %20 nispetinde artmaktadır.

ÇKBT ile görüntü rekonstrüksiyonunda çok noktalı interpolasyon algoritması dışında, Z filtre rekonstrüksiyon algoritması adı verilen bir teknik de kullanılmaktadır. Z filtre rekonstrüksiyonunda uygun Z kernelleri seçilerek, tek bir helikal veri kümesinden farklı kesit kalınlıklarında çok sayıda görüntü serisi oluşturulabilmektedir (59).Buradaki ilke standart veya akciğer kernelleri ile yapılan görüntü rekonstrüksiyonunabenzemektedir. Nasıl bu kernellerde düzlem içi (in-plane) frekans yanıtı değiştirilerek standart veya akciğer algoritmasında görüntüler oluşturuluyorsa, Z kernelleriyle de kabaca benzer bir biçimde Z eksenindeki frekans yanıtı değiştirilmekte ve bu şekilde farklı kesit kalınlıklarında görüntüler oluşturulabilmektedir (59).

2.6.5.2.ÇKBT'deki Yeniliklerin Görüntü ve Tarama Parametrelerine Etkisi

2.6.5.2.a.Tarama Hızında Artış

Gantri rotasyon süresinin kısılması (0,5 sn ve altınainmesi) ve pitch faktörünün artması çok kesitli BT sistemlerindeki hızın artmasına neden olmaktadır. Pitch 360 derece rotasyon süresince olan masa hareket miktarını tek kesit kalınlığına oranı olarak hesaplanabileceği gibi, 360 derece rotasyon süresince olan masa hareket miktarının toplam ışın demeti genişliğine (total beam width) oranı şeklinde de

hesaplanabilir (61). İkinci yöntemde, örneğin 3 ve 6 gibi pitch değerleri kullanılmaktadır. Bu sistemlerde pitch'in 3 olarak kullanıldığı tarama modları yüksek kalite, pitch'in 6 olarak kullanıldığı tarama modları hızlı olarak tanımlanmaktadır. Uzaysal çözünürlüğün önemli olduğu klinik durumlarda 3 pitch'in, yüksek hacimlerin kısa zamanda taranmasının gerekli olduğu durumlarda 6 pitch'in kullanılması önerilmektedir. Bazı üreticiler konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılan pitch kavramıyla örtüşmesi amacıyla pitch'i yukarıda belirtilen ikinci formülle, yani rotasyon süresince olan masa hareketini toplam ışın demeti genişliğine bölerek hesaplamakta ve beam pitch olarak adlandırmaktadırlar. Tarama hızının konvansiyonel helikal cihazlara göre artması daha geniş hacimlerin daha kısa sürelerde taranması olanağını getirmiştir. Buna bağlı avantajlar şöyle sıralanabilir (61);

1. Daha kısa sürelerde bitirilen rutin incelemeler solunum denetimsizliğinden kaynaklanan artefaktları gidermiştir. Örneğin 30 cm genişliğindeki toraks incelemesi konvansiyonel helikal bir cihazda 30 sn sürerken çok kesitli cihazlarda daha ince kesit kalınlıkları ile 5–9 sn arasında tamamlanabilmektedir.
2. Travma hastalarında kısa sürede tüm vücut taraması vazgeçilmez bir avantajdır.
3. Çocuk yaş grubunda ve kooperasyon gösteremeyen hastalarda son derece hızlı bir biçimde incelemenin tamamlanabilmesi sağlanmaktadır.
4. BT anjiyografi uygulamalarında, ÇKBT teknolojisinin gelişmesiyle; pulmoner emboli hastalarında önceleri mümkün olmayan subsegmental düzeydeki embolilerin değerlendirilmesi, aort diseksiyonu, aort anevrizması, ekstremiteler arterlerinin aterosklerotik lezyonları, renal arter patolojileri, mezenter iskemisi, pankreas, bilier ağaç, karaciğer ve böbrek neoplazmlarında arteriyel ve venöz tutulumun araştırılması, karaciğer transplantasyonlarında hepatik arteriyel, portal ve hepatik venöz anatomisinin preoperatif değerlendirilmesi gibi birçok uygulama mümkün olabilmektedir. Ayrıca bu incelemeler daha yüksek longitudinal rezolüsyonla yapılabilmekte, longitudinal çözünürlüğün artmasıyla da daha kaliteli 3 boyutlu uygulamalar meydana getirilmektedir. İnce kesit kalınlıklarıyla yüksek tarama hızının birleştirilmesi

sayesinde, Willis poligonu damar yapıları BT anjiyografi ile de değerlendirilebilir hale gelmiştir (61).

5. ÇKBT, çok fazlı kontrastlı çalışmalara olanaksızlamaktadır. Örneğin karaciğerde üst üste iki kere arteryel faz taraması yapılabilmektedir. Bu şekilde siroz hastalarında daha çok sayıda erken evre karaciğer kanseri yakalandığını gösteren çalışmalar mevcuttur (60).

6. Tarama hızının artması özellikle BT anjiyografi uygulamalarında kontrast madde dozunun azaltılmasına imkan vermektedir. Örneğin pulmoner arter BT anjiyografide daha önceleri 140-160 cc arasında değişen doz gereksinimi yeni cihazlarla 100 cc'nin altına indirilmiştir.

2.6.5.2.b. Kesit Kalınlığında Azalma

Uzaysal çözünürlüğü arttıran daha ince kesit kalınlıkları, kısmi hacim etkisini azaltmaktadır. Minimum kesit kalınlığı, günümüzde ÇKBT cihazlarında 0,5-0,62 mm arasında değişmektedir. Bu denli ince kesit kalınlıkları ile ÇKBT sayesinde, birçok anatomik bölge taranabilmekte, elde olunan izotropik görüntülerle yüksek kalitede reformat, multiprojesiyon, volüm reformat ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonları yapılabilmektedir.

2.6.5.2.c. X-Işınından Yararlanma Faktöründe Artış

ÇKBT sistemlerinde, konvansiyonel helikal cihazlara göre X-ışını istifade faktörü daha yüksektir. Bunun nedeni şöyle açıklanabilir; ÇKBT'de X-ışını demetinin longitudinal yöndeki toplam kalınlığı konvansiyonel helikal cihazlara göre daha fazladır. Böylece konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılmayan, bir anlamda ziyan edilen X ışınları çokkesitli sistemlerde veri eldesi amacıyla kullanılmaktadır. X-ışını istifade faktöründeki bu artış tüp yüklenmesini azaltmakta, helikal taramanın tüp soğuması için bekleme süresi olmaksızın daha uzun süreler devam edebilmesine olanak tanımaktadır (60). X ışını yararlanma faktörünün artması nedeniyle tüp ömrü de belirgin olarak uzamaktadır (60).

2.6.5.2.d.Gantri Rotasyon Süresinin Kısalması

ÇKBT cihazlarında, gantri rotasyon süreleri oldukça azalmıştır. Bununla birlikte inen temporal çözünürlük süreleri, kalbin diastolik fazında göreceli olarak hareketsizgörüntülerin alınmasına izin vermektedir. Bu gelişme, prospektif ve retrospektifelektrokardiyografik tetikleme ile birlikte, koroner arter kalsiyum skorlama ve koronerarter BT anjiografi gibi kardiyak uygulamaların yapılabilmesine olanak sağlamıştır.Kalp hızı ve ritmi uygun hastalarda da koroner arterlerin özellikle proksimal kesimlerinin BTanjiografi ile değerlendirilmesi mümkündür (56).

2.6.5.2.e.ÇKBT Koroner Anjiografi

Birçok merkezde, günümüzde koroner arter hastalıklarının değerlendirilmesinde rutin olarak kullanılmaktadır. Koroner arter anomalisinde ilk kullanılması gereken tetkikler arasındadır. Literatürde 16 dedektörlü çok kesitli bilgisayarlı Tomografi ile yapılan araştırmalarda koroner anomali tanısında seçicilik ve duyarlılık %100 olarak belirlenmiştir (62).Koroner BT anjiografi, 16 ve daha fazla dedektörlü BT cihazları ile artmıştemporal ve uzaysal çözünürlüğünden dolayı daha ayrıntılı ve kolay yapılmaktadır.Kesit sayısının fazla olması, gantri rotasyonunun daha hızlı oluşu, kısmi taramaverilerinden rekonstrüksiyon yaparken veya değişik fazlardan elde edilen verileribirleştirirken çok daha karmaşık algoritmaların kullanılması, yeni jenerasyon BTcihazlarının önemli özelliklerindedir.

Çekim süresinin olabildiğince kısa olması, yüksektemporal ve uzaysal çözünürlüğün sağlanması, artefaktların ve radyasyon dozununazaltılması ile uygun rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması, teknikle ilgili önemli konulardandır.

2.6.5.2.e.1.ÇKBT Koroner Anjiografi Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

ÇKBT koroner anjiografi için kesin bir endikasyon olmamasına rağmen günümüzdeşu amaçlarla kullanılmaktadır (63);

-Koroner arterlerde aterosklerotik plakların tespiti,plakların lokalizasyonu,yaygınlığı, konfigürasyonu ve soft/kalsifik plak ayırımının belirlenmesinde,

-Tespit edilen plakların koroner arterlerde meydana getirdiği stenozunderecelendirilmesinde,

-Koroner arter by-pass greftlerinin ve stentlerinin patensi kontrolünde

-Konvansiyonel katater anjiyografide kesin bir karar verilemediği durumlardatatamamlayıcı tetkik olarak,

-Koroner arter anatomisinin ve varyasyonlarının değerlendirilmesinde,

-Aorto-ostial lezyonların tespitinde.

Koroner BT anjiyografinin kontrendikasyonları arasında; böbrek fonksiyon bozukluğu (serum kreatinin>1.5 mg/dl), bilinen kontrast madde alerjisi, solunumsıkıntısı, genel durum bozukluğu, gebelik, β -bloker kullanımının kontrendike olduğu durumlar(sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonununun %30'un altında olması, bronşial astım hikayesi,raynaud sendromu, atrioventriküler iletim bloğu) bulunmaktadır. Ayrıca tahmin edilentetkik süresi (ortalama 25 sn) kadar nefes tutamayan, aritmisi olan, kalsiyum skorunun500 ve daha fazla olduğu hastalar ile kalp hızı dakikada 90 atımdan yüksek olanhastalarda da koroner BT anjiyografi yapılması önerilmemektedir.

2.6.5.2.e.2.Çok Kesitli BT Koroner Anjiyografide Hasta Hazırlığı

ÇKBT koroner anjiyografide çekimin kaliteli ve iyi olması öncelikle uygun hasta hazırlığından geçer.

2.6.5.2.e.2.1.Çekim Öncesi Hazırlıklar

ÇKBT ile koroner anjiyografi çekimi öncesi;

1. Dört saatlik açlık gerekmektedir (kontrast madde alerjisine bağlıgelişebilecek kusma esnasında aspirasyonu önlemek için).
2. Çekimden önce mesane boşaltılmalıdır. Mesanenin boşaltılması, hasta ileolan kooperasyonu artıracak gibi dolu mesanenin vereceği rahatsızlığın nedenolabileceği kalp hızının yüksek olmasını da önler.

3. Hastanın damar yolu, çekim odasına alınmadan önce antekübital venden 18–20 gauge branül ile kanüle edilmelidir. Damar yolunun çekim masasından kanüle edilmesi, hastada muhtemel strese ve nabzın artmasına neden olabilir.
4. EKG elektrotlarının yerleştirileceği cildin stratum korneum tabakası alkol ile temizlenmelidir. Elektrotlar yeterince yapışmadıklarında EKG trasesinde yer yer sapmalara ve artefaktlara neden olabilir.
5. Elektrotları, kas artefaktlarını önlemek için kemik çıkıntılar üzerine yerleştirmeye özen gösterilmelidir.
6. EKG’de dalgaların birbiriyle çakışmasını engellemek ve mümkün olduğunca artefaktsız görüntü elde etmek için üç EKG elektroduna ek olarak, sağ ayak bileğinin medial yüzüne toprak elektrodu bağlanmalıdır.

2.6.5.2.e.2.2.Çekim Masasındaki Hazırlıklar

Çekim hakkında, aşağıdaki bilgiler verilerek, hastanın rahatlaması ve kalp hızı gibi anksiyete ile ilişkili semptomların azaltılması sağlanmalıdır.

- 1) Onunla devamlı irtibat halinde bir doktorun olacağı söylenir.
- 2) Uygulanan kol tarafından başlayarak vücuduna yayılan bir sıcaklık hissinin kontrast madde enjeksiyonuna bağlı olabileceği ve endişelenmemesi gerektiği ifade edilir.
- 3) Çekim tekniği ve elde edilebilecek klinik bilgilerin önemi hakkında kısa ve anlaşılır bir açıklama yapılmalıdır.
- 4) Çekim boyunca hareketsiz kalmanın tetkik kalitesini artıracığı vurgulanmalıdır.

Görüntülemenin başarılı olması için, kalp atım hızının yavaş ve düzenli olması, nefes tutma ve çekim süresinin kısa olması, uzaysal ve temporal çözünürlüğün yüksek olması gerekmektedir. En az kardiyak hareket, ventriküllerin pasif olarak dolduğu diyastol esnasında olmaktadır (64). Diyastol süresi ise kalp hızına ve sistolde harcanan süreye bağlıdır. Kalp hızı dakikada 70 atımın altında olduğunda diyastolde geçen süre daha uzun olur (65). Kalp hızı arttıkça sistol süresi uzar ve diyastol sonu interval kısalır (65). Bu durum, ÇKBT’nin yüksek temporal

çözünürlüğü varlığında bile, kalp hızını en uygun hale getirmeyi gerektirmektedir. Schroeder ve arkadaşlarının doksan dört hasta üzerinde yaptığı bir çalışmada, kalp hızı ile değerlendirilebilir damar sayısı arasında ters bir ilişki saptanmıştır. Bu çalışmaya göre kalp hızı dakikada 65'ten daha düşük olduğunda damar izlenebilirliği daha fazladır (65). Giesler ve arkadaşlarının yaptığı başka bir çalışmada kalp hızı dakikada 70 atımın altında olduğunda arterlerin %13'ünde, kalp hızı 70 atımın üzerinde olduğunda ise arterlerin %33'ünde görüntü kalitesi bozulmuştur. Yine aynı çalışmada koroner arterler için ÇKBT duyarlılığı, kalp hızı düşük olanlarda %62 ve kalp hızı yüksek olanlarda %33 olarak bulunmuştur. Nieman ve arkadaşları, darlık duyarlılığının kalp hızı düşük olan hastalarda %82 ve 80 atım/dakikadan yüksek kalp hızlarında %32 olarak değerlendirmiştir (53). Bu bilgiler ışığında görüntülemeye geçilmeden önce hastanın kalp hızı belirlenmelidir. Nefes tutma esnasında oluşanValsalva manevrası genelde nabızı 5–10 atım düşürebilir.

Eğer kalp hızı dakikada 70 atımdan yüksek ise bir β -bloker (50 mg Metoprolol) tetkikten bir saat önce oral yolla ya da taramadan hemen önce intravenöz yolla uygulanabilir. Çekim masasındaki son aşamada koroner arterleri genişletmek amacıyla Nitrogliserin (0,4 mg) verilebilir. Nitratların, bazen refleks taşikardiye yol açarak nabızı artırabileceği unutulmamalıdır.

2.6.5.2.e.3. ÇKBT Anjiyografide Kontrast Madde Kullanımı

ÇKBT koroner anjiyografide çekimesnasında antekübital venden gönderilen kontrast maddenin zamanlaması, kullanılan kontrast maddenin miktarı, görüntü rapor kalitesini yakından ilgilendiren parametrelerdir. Arterin kontrastlanması, damar duvarındaki kalsifiye lezyonları gizleyecek derecede fazla olmamalı (örn. >350 HU) vevasküler yapıyı da yeterli düzeyde gösterebilmelidir (66).

Çalışmalarda arter lümeninin değerlendirilmesine ve arter duvarındaki potansiyel lezyonları belirlemeye imkan verecek uygun kontrastlanmanın 40 gram iyodun 1 gram/sn hızda verilmesiyle elde edildiği gösterilmiştir (67).

Farklı non-iyonik kontrast maddeler arasında hemodinamik parametrelere açısından anlamlı bir farklılık olmamakla birlikte osmolalite ile

ilişkili olarak iletim ve kontraktilite anormallikleri gibi kardiyovasküler etkileri vardır (66).

Kontrast maddenin hemen ardından verilen serum fizyolojik sayesinde sağ anakoronar arter kontrast madde ile dolu iken, sağ ventrikül faza bağlı olarak serum fizyolojik ile dolmuş göstermektedir. Aynı zamanda superior vena cava ve sağatriumdaki dens kontrast madde nedeniyle oluşan streak artefaktlarının oluşumu önlenir. Yine sola oranla daha ince duvara sahip olan sağ ventrikülün yoğun kontrast madde ile dolması, sağ ana koroner arterde artefaktlara neden olabilir. Bu durum iseyorumlama hatalarına yol açar (66, 68).

ÇKBT koroner anjiyografide sık kullanılan kontrast madde enjeksiyon zamanlama teknikleri;

- 1) Sabit gecikme tekniği,
- 2) Test bolus tekniği,
- 3) Bolus tracking tekniğidir (68).

İyi bir teknikte sol ventrikül ve koroner arterlerde yüksek kontrastlanma, sağ ventrikül ve pulmoner arterlerde ise düşük dansite sağlanmalıdır (69). Yine koroner arterlerde yüksek kontrastlanma sağlanırken koroner venler görüntüye girmemelidir.

2.6.5.2.e.3.1. Sabit Gecikme Tekniği

Görüntüleme, kontrast madde enjeksiyonu sonlandığında serum fizyolojik enjeksiyonu ile eş zamanlı olarak başlar. Bu gecikme yaklaşık olarak 25 saniyedir (69). Uzun boylu hastalarda optimal faz daha geç dönemde yakalanırken, kısa boylu olanlarda bu faz daha erken olur.

Çekime geç başlanacak olursa, koroner venler kontrast madde ile dolacak görüntülerde karmaşıklığa neden olacaktır. Bunlar ise yanlışlıkla varyasyon veya arteriyovenöz fistül tanısına götürecektir. Koroner arterlerin distal segmentlerinde ise kontrast madde sirkülasyonunu tamamlayacağı için kontrastlanma yetersiz olacaktır (69). Çekime erken başlandığı zaman ise sağ kalp ve vena cava

superiorda yoğunkontrasta bağlı'streak'artefaktı oluşur ve ince olan sağ ventrikül duvarı nedeniyleRCA'daki olası bir lezyon gözden kaçabilir.

2.6.5.2.e.3.2.Test Bolus Tekniği

Görüntüleme çıkan aortada sabit bir seviyede iken az miktarda kontrast madde verilerek yapılır. Böylece kontrast dansitesinin artış ve azalış eğrisi ortaya çıkar. Bu test dozu enjeksiyonunun, esas kontrast volümünün davranışını göstereceği farzedilerek eğrideki pik dansite değerinden çekim zamanı anlaşılabilir olarak çekime başlanır (69).

2.6.5.2.e.3.3.Bolus Tracking Tekniği

Çıkan aortaya 'region of interest (ROI)' yerleştirilir ve görüntüleme, kontrast madde önceden belirlenen eşik Hounsfield ünitesine ulaştığında başlar. Çıkanaortadaki kontrastlanma, koroner arterlere giden kontrastı gösterdiği için bu seviyede ulaşılan kontrastlanma koroner arterlerin optimal kontrastlanmasında major rol oynar (68).

Koroner ÇKBT incelemelerde şu ana kadar sabit gecikme ve test bolus teknikleri incelenmişti. Cademartiri ve arkadaşlarının test bolus ve bolus tracking tekniklerini karşılaştırdıkları bir çalışmada bolus-tracking grubunda çekim ve kontrast madde arasında daha iyi zamanlama elde edildiği, yine daha homojen ve sabit kontrastlanma ile pulmoner damarlar ve sağ kalpte daha az kontrastlanmanın sağlandığı ifade edilmektedir. Yine bu grupta test bolus grubuna göre kullanılan kontrast madde miktarının %20 daha az olduğu ve koroner arterlerde yüksek kontrastlanmaya yol açtığı belirtilerek görüntüleme gecikme süresinin, bolus tracking grubunda test bolus grubundan 6 saniye daha sonra olduğu rapor edilmiştir (68).

2.6.5.2.e.4.Görüntü Postprosesing İşlemleri

Günümüzde koroner arterlerin değerlendirilmesinde 2 boyutlu ya da 3 boyutlu teknikler kullanılır (70,71). İki boyutlu teknikler olarak aksiyel kaynak

görüntüler veyeniden oluşturulan çok planlı görüntüler kullanılmaktadır. Ayrıca kullanıcı tarafindaneğri (curved) görüntüler de oluşturulabilir.

2.6.5.2.e.4.1.Aksiyel Kaynak Görüntülerin Rekonstrüksiyonu

Rekonstrüksiyon penceresi EKG trasesinde R dalgasından itibaren ya birgöreceli (yüzde) ya da bir sabit gecikme zamanı kullanılarak elde edilir. Sabit gecikmezamanı da mutlak ve ters mutlak gecikme diye ikiye ayrılır (69).

Göreceli gecikme yönteminde, R-R intervali %0'dan %100'e kadar artanyüzdelere ayrılır. Gecikme R-R intervalinin (kalp döngüsünün) belli bir yüzdesi olarakbelirlenir ve görüntülerin rekonstrüksiyonuna, ilk R dalgasından itibaren sıra ilebaşlanır. Verilerin yeniden oluşturulmasında kullanılan zamanın uzunluğu cihazıtemporal çözünürlüğüne bağlıdır. Eğer değişen gecikmelerle çok sayıdarekonstrüksiyon yapıldığında artışlar temporal çözünürlükten daha az ise, görüntülerdeüst üste binmeler ve artefaktlar ortaya çıkar.

Mutlak gecikme yöntemi ile yeniden oluşturmayı başlatmak için R dalgasındansonra sabit bir gecikme süresi kullanılır.Ters mutlak gecikme yönteminde ise, bir sonraki R dalgasından sabit bir süreönce rekonstrüksiyon başlatılır. Yeniden görüntü oluşturmak için genellikle göreceligecikme veya ters mutlak gecikme metodu kullanılır. Biz göreceli gecikme yönteminikullandık.

Kalbin en hareketsiz dönemi olan diyastolde RCA orta segmentte tek bir kesitiçin farklı yüzdeler ile rekonstrüksiyonlar yapılır (69). Bir kez en az artefaktlı görüntübulunduktan sonra bu yüzde ile bütün kalbi içeren görüntüler elde edilir.Eğer belli birdamarı etkileyen hareket artefaktı varsa farklı yüzdeler denenebilir. Koroner BTanjiografide %40 ve %80 arasında %10'luk artışlarla yapılan rekonstrüksiyonlar enuygun uygulama olarak öne sürülmektedir.

Kantarıcı ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, %30–90 arasında R-Rintervalinin her %10'luk parçasında ilk birkaç santimetresinde

segmenterrekonstrüksiyonlar elde edilerek bu rekonstrüksiyonların en iyisi ile izovolümikrölaksasyon periyoduna karşılık gelen rekonstrüksiyon penceresindeki görüntüler step(basamak) artefaktı yönünden karşılaştırılmış ve sonuçta izovolümik rölaksasyonperiyoduna karşılık gelen rekonstrüksiyon intervalindeki görüntünün, imaj kalitesibakımından multipl rekonstrüksiyonların en iyisine yakın olduğu bulunmuştur (72).

Kopp ve arkadaşları RCA'nın en iyi erken diyastolde, R-R intervalinin %40'lık bölümünde, LCx'in döngünün ortasında ve LAD'ın R-R intervalinin %60-70'lık bölümünde görüntülendiğini bildirmişlerdir (73).

2.6.5.2.e.4.2. Multiplanar Rekonstrüksiyonlar

Multiplanar rekonstrüksiyonlar voksellerin yeniden başka bir planda dizilmesi ile oluşturulur. Yakın "izotropik" doğası nedeniyle (x, y ve z eksenlerinde eşit vokselboyutları), görüntü verileri, aksiyel kesitlerdekiyle yakın kalitede görüntü niteliğinesahip, isteğe bağlı olarak tekrar düzenlenebilir. Aksiyel planda izlenen bir plağın sagittalve koronal planlarda da değerlendirilerek natürü ve lokalizasyonu hakkında daha doğruveriler elde edilebilir (74).

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

2.6.5.2.e.4.3. Maksimum İntensite Projeksiyon (MIP)

Üç boyutlu görüntüleme tekniklerinden birisi de maksimum intensite projeksiyon(MIP) görüntüleridir. Kontrastlı ÇKBT koroner anjiografide koroner anatominingörüntülenmesi için, MIP görüntüleri klinik uygulamalarda veri gösteriminde oldukça iyive yapılması kolay bir görüntüleme aracıdır (74). Büyük hacimli ÇKBT koroneranjiografi verilerinin rutin görüntülenmesinde, MIP rekonstrüksiyon teknikleri aksiyelkaynak görüntülere muhakkak ilave edilmelidir.

Özellikle miyokardial bridging gibivakalarda hacim görüntüleri ile hasta ve klinisyen sorunun ne olduğunu ve neredede olduğunu 3 boyutlu görerek anlayabilir (38). Birkaç miyokardiyal lif bile miyokardiyal bridginge neden olduğundan sagittal görüntüler damarın miyokarda doğru çekildiğini gösterebilir.

2.6.5.2.e.4.4. Üç Boyutlu Görüntüler

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

2.6.5.3. Çok Kesitli BT ile Koroner Anjiyografide Artefaktlar

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

1. Kalp, akciğer ya da diğer vücut hareketleri ile ortaya çıkan hareket artefaktları,
2. Metalik implantlar, ciddi kalsifikasyonlar ve pulmoner arterlerdeki havakabarcıkları tarafından oluşturulan ışın güçlendirici etkiler,
3. Kontrast madde ile dolu komşu yapılar ve damarların neden olduğu yapısal artefaktlar,
4. Teknik hatalar ve sınırlılıklardan dolayı ortaya çıkan artefaktlardır (75).

Kalp hareketi, kalp kenarlarında ya da damarda basamak artefaktına yol açar. Yeniden oluşturulan 2 görüntü serisi arasındaki bu basamaklanma, ilk serinin elde edilmesinden ikinci serinin elde edilmesine kadar kalbin aynı pozisyonda olmamasına bağlıdır. Bu durumun teyidi için EKG trasesinde kalp döngüsünü gösteren işaretlerin diyastole rastlayıp rastlamadığına bakılır. Erken gelen bir R

dalgasıv rekonstrüksiyonların sistole rastlamasına neden olabilir. Bu durumda artefaktlı kesitlerin belirlenerek buna karşılık gelen EKG trasesinin silinmesi önerilmektedir (69).

Kalp ritminin düzensiz olduğu ve kalbin hareket artefaktlarının bulunduğu durumlarda tetkikten sonra EKG ile ilgili yapılacak düzeltmeler, görüntü kalitesinde iyileşme sağlayabilir. Fakat bu şekildeki bir düzeltme 1 ya da 2 atım ile sınırlıdır. Çünkü daha fazlası verilerde boşlukların çıkmasına yol açacaktır (69). Düzeltme tekniği cihazdan cihaza farklılık gösterir. Tarama süresinin en aza indirilmesi solunum hareketinden kaynaklanan artefaktları engellemede yararlı olabilir.

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

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

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

Artmış görüntü gürültüsü olan tetkiklerde, 1,5 mm ile hafifçe daha kalın rekonstrüksiyon algoritması ile gürültüyü azaltabilir. Ancak bu uygulama, uzaysal çözünürlüğü azaltır (69).

2.6.5.4.Radyasyon Dozu

ÇKBT teknolojisinin gelişimiyle birlikte kalbin görüntülenmesi ve koroner BT anjiyografi de sürekli gelişmektedir.Hastanın uzun ekseniboyunca çok sayıda dedektör dizini olması, X-ışın kolimasyonunun genişletilebilmesi,masa hızının artırılabilmesi ve gantri hızının düşürülmesi son teknoloji BT cihazlarınınönemli avantajlarıdır (76). Böylece rotasyon süresinin azalması, daha geniş bir alanındaha kısa bir sürede taranmasına imkan vermiş ve hareket artefaktlarını minimeindirmiştir. Rotasyon süresindeki bu kısaltmalar ve anjiyografi çalışmalarınınyaygınlaşması, gerekli X-ışını miktarının artmasına ve bu konuyla ilgili radyasyon doztartışmalarının alevlenmesine neden olmuştur.

X-ışını fotonları tarafından hasta vücudunda meydana getirilen iyonizasyon,radyasyon maruziyeti olarak tanımlanır. Üretilen fotonların sayısı, tüpün voltajına veışınlama süresi boyunca anoda çarpan elektron miktarı yani miliamper değerinebağlıdır. Foton atenuasyonu hastanın vücut hacmine ve kesit kalınlığına bağlı olarakdeğişir. Bu yüzden kilolu hastalarda, kesit incelenmesi yapıldığında görüntü gürültüsünüazaltmak için tüpten çıkan foton sayısı artırılmalıdır. Aksi halde dedektör üzerine düşenfoton sayısı azalacak ve görüntü kalitesi bozulacaktır. Bu durum kV ve mAs'ın artmasıile sağlanır ki bu da hastanın aldığı dozu artırır (77).ÇKBT teknolojisindeki gelişmeler sayesinde görüntü kalitesinde kayıpolmaksızın hastanın aldığı doz bir ölçüde azaltılabilmektedir.

Rubin ve arkadaşları tüm vücut anjiyografisinde, ÇKBT ile klasik anjiyografininkarşılaştırıldığı yayınlarında ÇKBT ile yapılan anjiyografide hastanın 3,9 kat daha az dozaldığını hesaplamışlardır (78). Çalışmalarında radyasyon dozunun, büyük orandakullanılan teknik ve hastanın vücut yapısına bağlı olduğunu göstermişlerdir.Radyasyon dozu göz önüne alındığında tüm vücut incelemelerinde ÇKBTanjiyografi, klasik anjiyografiye oranla daha avantajlıdır (79).

Koroner BT incelemelerinde hastanın aldığı dozu karşılaştırmak ve hesaplamak için çeşitli parametreler oluşturulmuştur. Bilgisayarlı tomografi doz indeksi (Computedtomography dose index: CTDI), inceleme esnasında soğrulan radyasyon dozununtemel parametresidir. Termoluminesan dozimetreler ile ölçülür ve

SI birimicoulomb/kg'dır. Doz uzunluk çarpımı, inceleme esnasındaki tüm kesitlerin toplam radyasyon dozunu verir ve SI birimi gray x uzunluk olup koroner BT incelemesinde uzunluk yaklaşık 12 cm alınır. Efektif doz ise, koroner BT incelemesi yapılan kişinin belki de en fazla ilgileneceği kısım olan, alınan radyasyon dozunun muhtemel sağlık risklerinin tiplerini ve sonuçlarını bildirir. Efektif dozun SI birimi miliSieverttir (77).

Ancak çok kesitli koroner BT anjiyografi tetkikinde katater anjiyografiye oranla belirgin doz artışı izlenmektedir. Katater anjiyografide ortalama efektif doz $5,0 \pm 0,5$ miliSievert (mSv)'dir. Anjiyoplastide bu değer $6,6 \pm 1,0$ mSv ve anjiyoplastiyi takiben yapılan stent implantasyonunda bu doz $10,2 \pm 1,5$ mSv kadar çıkmaktadır. Hastada olası kanser gelişme riski sırasıyla 0,025%, 0,033%, 0,051% kadar tahmin edilmektedir (80).

Çok kesitli BT ile yapılan koroner anjiyografi çalışmalarında hastanın aldığı efektif doz değerleri, büyük oranda görüntüleme parametrelerine bağlı olarak değişmektedir. Genelde bu parametreler 120–140 kV, 150–225 mAs arasındadır.

Translüminesans dozimetre kullanılarak, 16 dedektörlü BT koroner anjiyografide doz hesaplanması yapılmıştır. Kalp hızının dakikada 60 atım olduğu bir çalışmada kalsiyum yükü ölçümü için ortalama doz erkeklerde 2,9 mSv ve bayanlarda 3,6 mSv'dir.

Retrospektif EKG bandı uygulanan koroner anjiyografide hastaların aldığı efektif radyasyon dozu erkeklerde 8,1 mSv, kadınlarda 10,9 mSv olarak hesaplanmıştır (81).

Elektrokardiyografik pulsa duyarlı tüp akım modülasyonu ile radyasyon ekspozürü % 47 oranında azaltılabilir. Böylelikle ortalama doz 4,3 mSv düzeyine çekilebilir. Bu ise katater anjiyografi sırasında alınan doz seviyesindedir. Prospektif EKG tetiklemeli koroner BT anjiyografide alınan doz ortalama batin ve pelvik BT'de alınandoza yakın olup bu da hastanın doğadan aldığı 1 yıllık doza eşittir (80). Radyolojik incelemelerdeki tipik efektif dozlar Tablo 2'de listelenmiştir (81).

Tablo 2: Efektif Radyasyon Dozları (81)

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

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Hasta Seçimi ve Hazırlığı

Bu çalışmada; Mustafa Kemal Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Radyoloji Kliniği'ne, Kardiyak BT Anjiyografi tetkiki için, Mayıs 2009 –Mayıs 2012 tarihleri arasında başvuran 62 hastanın görüntüleri kullanıldı. Çalışmaya dahil edilen 62 hastanın %69.3'ü erkek (n=43) ve %30.6'sı (n=19) kadındı. Hastaların yaş aralığı 25 ile 81arasındaydı.

3.2. Çekim Protokolü

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

Kalp hızı 60-75 arasındaki hastalara çekim gerçekleştirildi.Tetkik öncesi kalp hızları dakikada 75'in üzerinde olan hastalara kardiyolog eşliğindeintravenöz beta bloker tatbik edildi. Böbrek fonksiyon bozukluğu (serum kreatinin>1.5 mg/dl), bilinen kontrast madde alerjisi, solunum sıkıntısı, aritmisi olan hastalar ile kalsiyum skoru 500 ve üzeri olan, kalp hızı dakikada 75 atımdan yüksek olup beta bloker ile kalp atımı düşürülemeyen hasta grubuna çekim yapılamadı.

Hastaların kardiyak BT anjiyografi tetkikleri Mustafa Kemal Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma Hastanesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı BT Ünitesi'nde mevcut 64 dedektörlü ÇKBT cihazı ile (Aquilion 64, Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan) yapıldı. Tarama parametreleri 64x0,5 mm kolimasyon, 35 mm/sn masa hızı, 0,5 mm kesit kalınlığı, 1,25 mm rekonstrüksiyon aralığı, 120 kVp, 180-240 mAs ve 0,5 sn rotasyon zamanı idi.

Hastalara İV yoldan antekübital venden 1.5ml/kg non-iyonik kontrast madde 4,5 ml/sn hızla bolus tarzında, takiben de 40 ml NaCl 2,5 ml/sn hızla otomatik enjektör yardımıyla antekübital venden verildi. Kontrast madde enjeksiyonu verilmesinden yaklaşık 16–19 saniye sonra, Bolus Tracking Tekniği kullanılarak görüntüleme başlatıldı. Bolus Tracking Tekniği'nde çıkan aortaya region of interest (ROI) yerleştirilir ve görüntüleme, kontrast madde önceden belirlenen eşik Hounsfield ünitesine ulaştığında başlar. Çıkan aortadaki kontrastlanma, koroner arterlere giden kontrastı gösterdiği için bu seviyede ulaşılan kontrastlanma koroner arterlerin optimal görüntülenmesinde major rol oynar (68).

Tetkike başlarken anteroposterior skenogram alarak, çekimin yapılacağı üst ve alt sınır belirlendi. Çekim, karinadan kalp bazaline kadar kraniokaudal yönde bir nefes tutma süresinde gerçekleştirildi. Görüntü oluşturulmasında EKG korelasyonlu tüp akım modeli kullanıldı ve görüntüler mid-diastolik fazda rekonstrükte edildi. Vitrae çalışma istasyonunda, koroner arterler; aksiyel, multiplanar reformat, MIP, MPR, curved referance görüntüleme formatlarında ve 3D volüm rendering imajlar oluşturularak değerlendirildi.

3.3. Görüntülerin Yorumlanması

Koroner arter segmentleri AHA (American Heart Association) sınıflaması kullanılarak;

a-Proksimal

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

b-Orta

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

c-Distal

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

Tablo 3: Değerlendirilen Gruplar.

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

Değerlendirilen proksimal,orta ve distal koroner arter segmentleri, deneyimli radyolog tarafından kesit görüntüler üzerinden curved referance ve MİP formatlarıyla birlikte 3 boyutlu olarak iş istasyonunda incelendi.

İnsidental olarak saptanan koroner arter anomali ve varyasyonları, ortaya konularak ÇKBT anjiografinin görüntülemeadaki üstünlüğü tartışıldı.

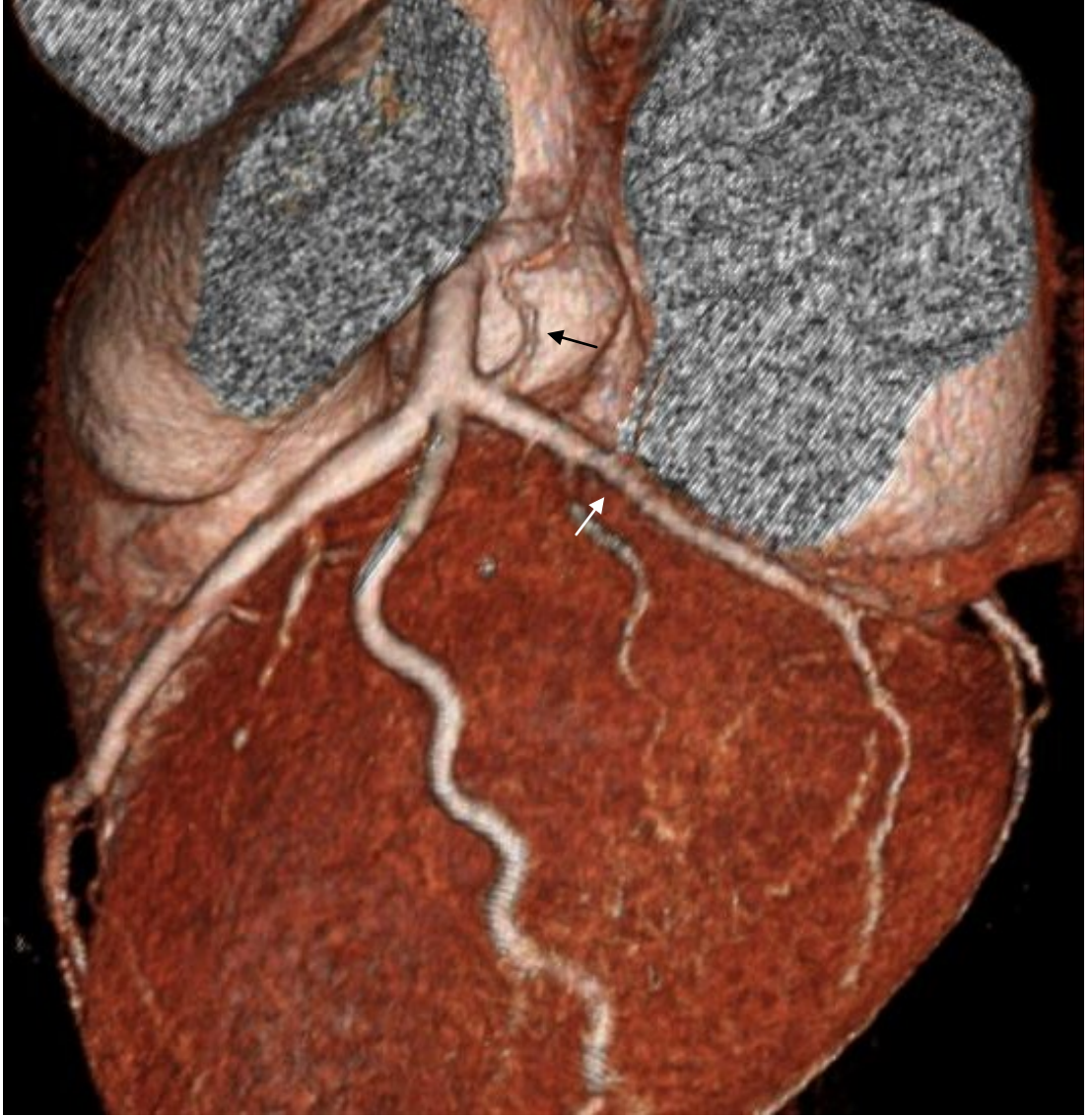
4. BULGULAR

Çalışmamızda toplam 62 hastanın görüntüleri kullanıldı. Çalışmaya dahil edilen 62 hastanın %69.3'ü erkek (n=43) ve %30.6'sı (n=19) kadındı. Cinsiyet dağılımında erkek oranı baskındı. Hastaların yaş aralığı 25 ile 81arasındaydı.

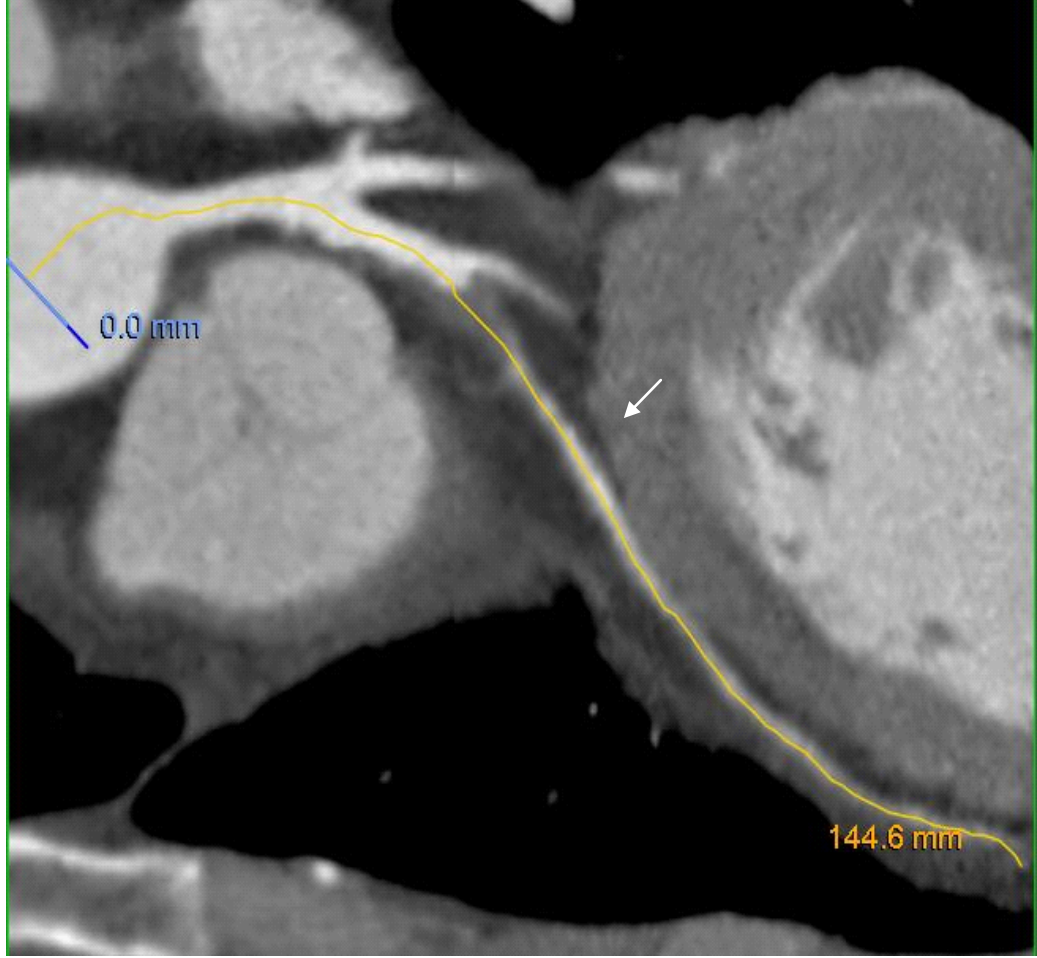
Çalışmamız süresince, ÇKBT anjiyografi tetkiki esnasında hastalarımızın hiçbirinde dikkate değer bir komplikasyon gelişmedi ve majör kontrast madde allerjisi olmadı. Nefes tutamayan, kalp hızı 75'in altına düşürülemeyen, aritmisi olan, kalsiyum skoru 500 ve üzerinde olan hasta grubunu çalışmaya dahil etmedik.

ÇKBT anjiyografi yapılan toplam 62 hastadan elde olunan görüntüler Vitrae çalışma istasyonunda aksiyel, multiplanar reformat ve üç boyutlu imajlarda koroner arterlerin vasküler varyasyon ve anomalileri açısından tek tek değerlendirildi. 62 hastanın % 9.6'sında (n=6) koroner varyasyon ve anomali saptandı. Koroner varyasyon ve anomali saptanan olguların hepsi erkekti. Olgularımızda saptanan varyasyon ve anomaliler; 53 yaşında erkek hastada, varyasyonel olarak sinüs nod arterinin ektopik olarak LCx'ten kaynaklanması (Resim 5), 25 ve 42 yaşında erkek 2 olguda, LCx'te hipoplazi (Resim 6a, Resim 6b), 49 yaşında erkek hastada RCA'nın ektopik olarak LAD'dan kaynaklanması (Resim 7a, Resim 7b), 63 yaşında erkek hastada, koroner arter fistülü (sol ana koroner arterden, LCx çıkış noktası komşuluğunda başlayıp sağ atriuma doğru uzanım gösteren aksesuar koroner arter) (Resim 8a, Resim 8b), 44 yaşında erkek hastada, LMCA'dan kaynaklanan ektopik RCA (Resim 9a, Resim 9b) şeklindeydi. Koroner arter fistülünün bulunduğu olguda ek olarak, sağ akciğer alt lob mediyalinde, aortadan köken alan arterlerle beslenen,

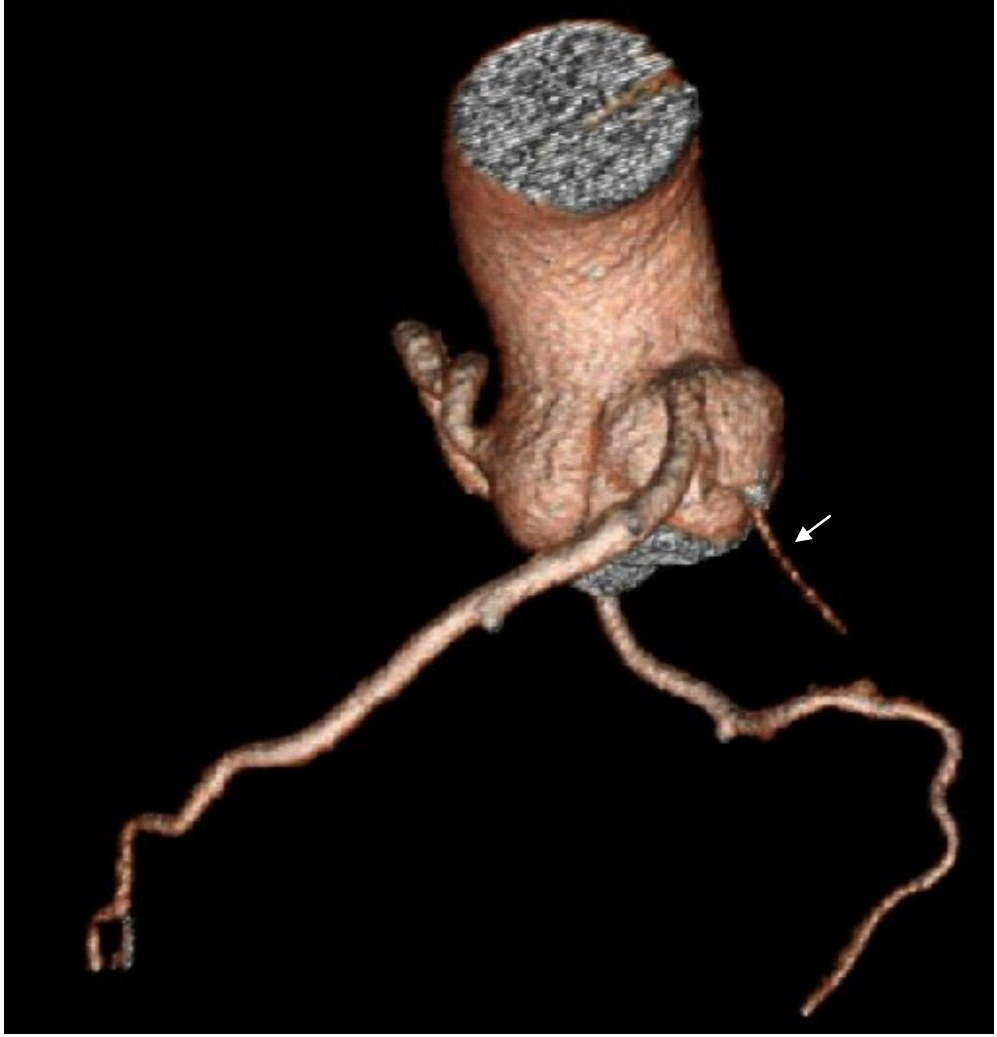
venöz dönüşü pulmoner venlere olan intralober pulmoner sekestrasyon mevcuttu (Resim 8c).



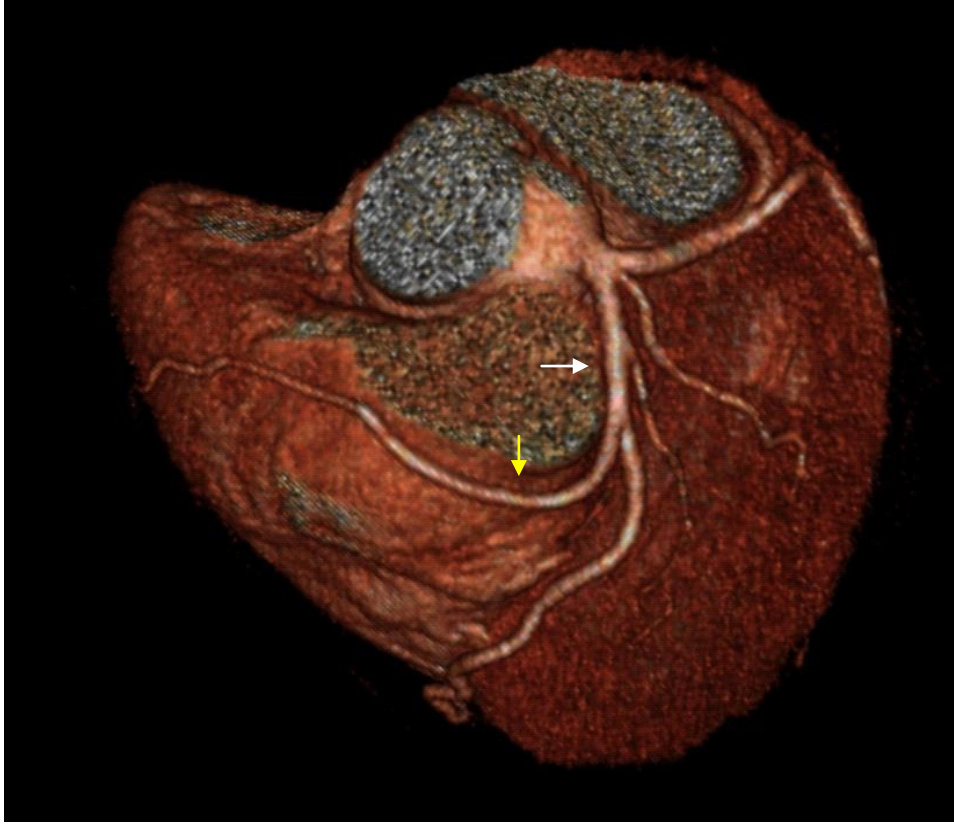
Resim 5:3D volüm rendering görüntüde varyasyonel olarak sinüs nod arterinin ektopik olarak LCx'ten kaynaklandığını görmekteyiz. Sinüs nod arteri (siyah ok), LCx (beyaz ok)



Resim 6a:Olgu -1 Curved referance görüntüleme, LMCA'dan ayrılan hipoplazik LCx (beyaz ok)



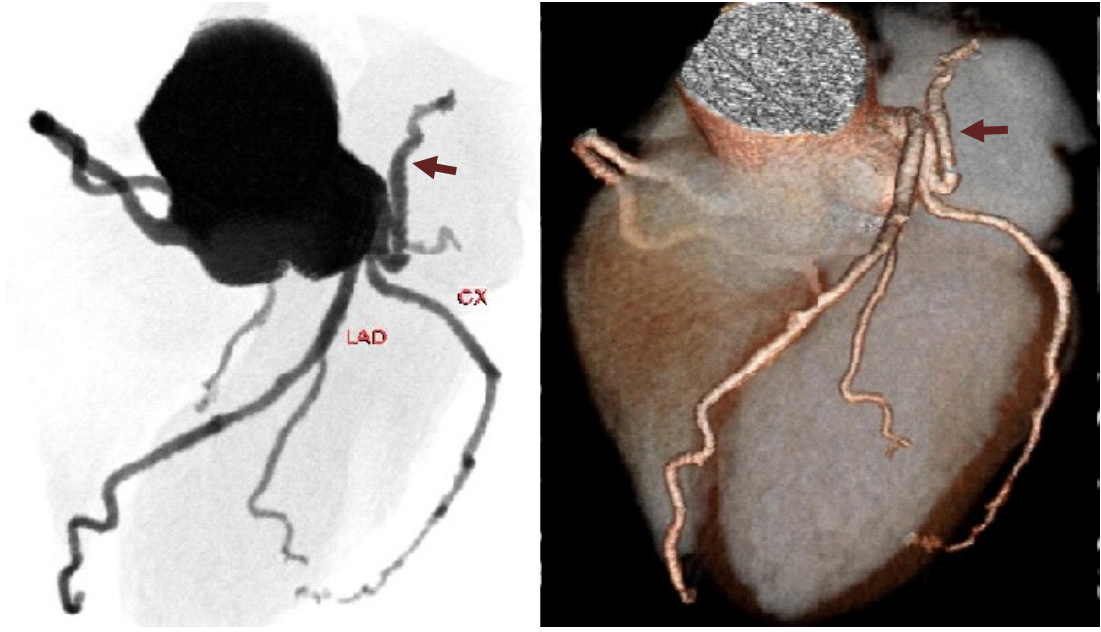
Resim 6b:Olgu-2 3D volüm rendering görüntüde normal trasesinde hipoplazik LCx (beyaz ok)



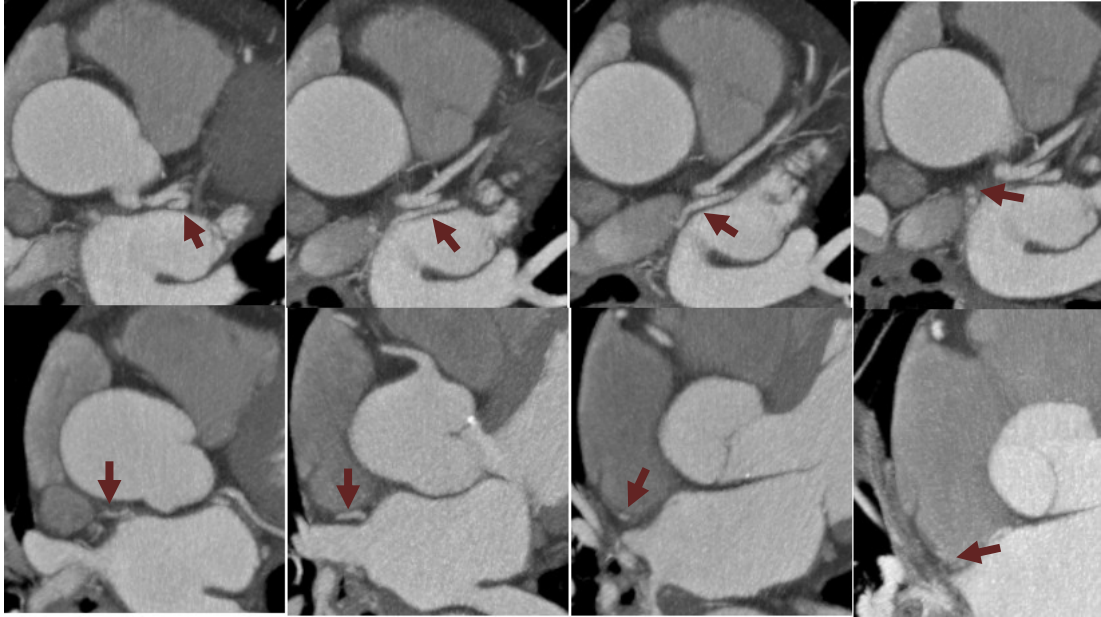
Resim 7a:3D volüm rendering görüntüde RCA ektopik olarak LAD'den orjin aldıktan sonra normal trasesinde seyir göstermektedir.RCA(Sarı ok), LAD (Beyaz ok)



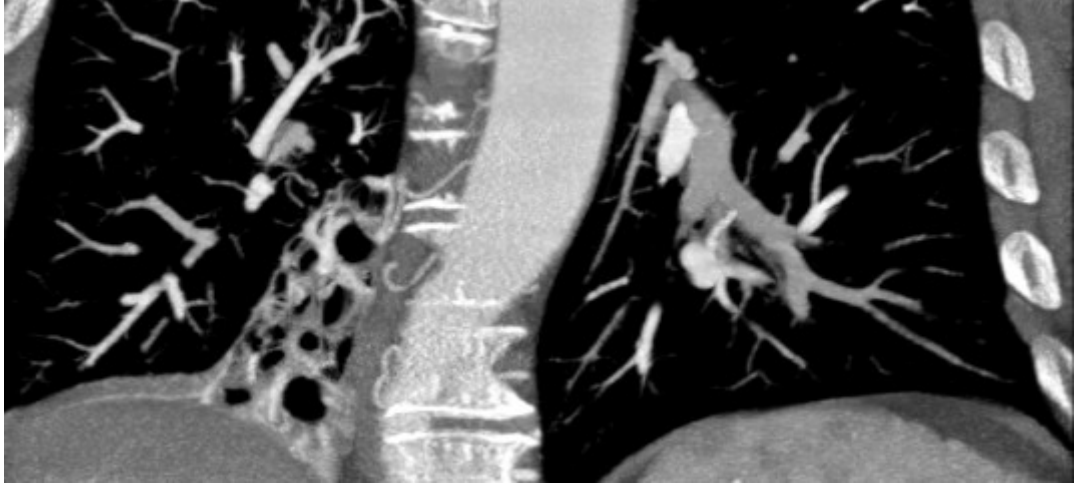
Resim 7b:3D volüm rendering görüntüde RCA ektopik olarak LAD'den orjin aldıktan sonra normal trasesinde seyir göstermektedir. RCA (Sarı ok), LAD (Beyaz ok)



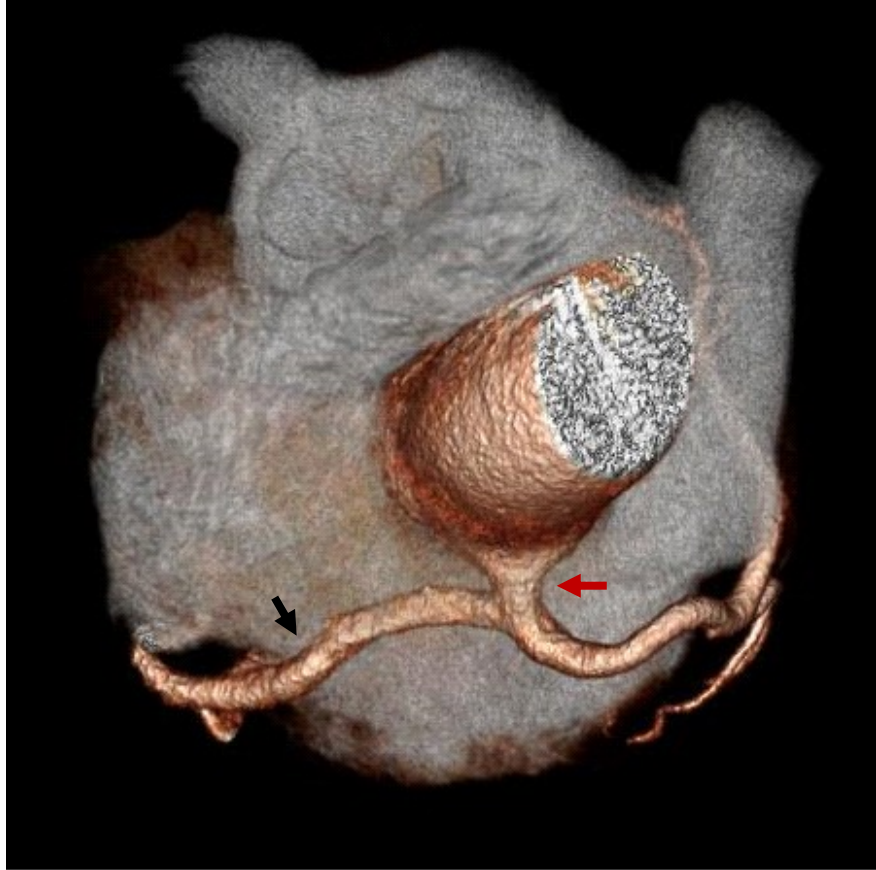
Resim8a:Koroner arter fistülü(ok) (3D volüm rendering imajlarda sol ana koroner arterden, LCx çıkış noktası komşuluğunda orjin alıp sağ atriuma doğru uzanım gösteren aksesuar koroner arter)



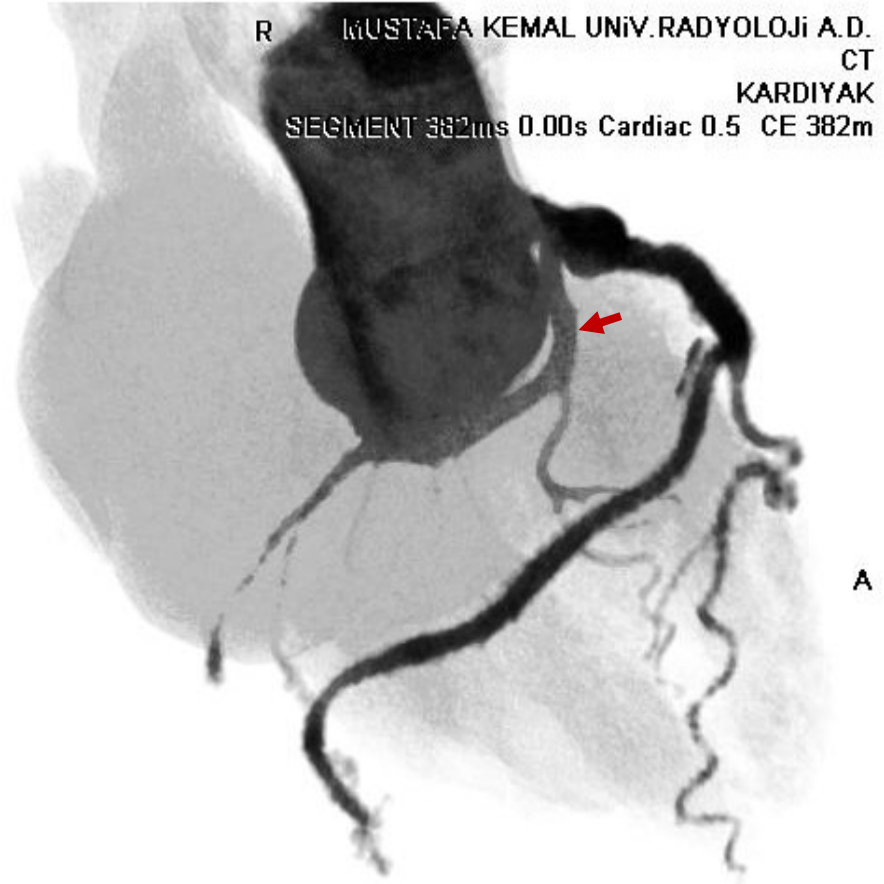
Resim 8b: Koroner arter fistülü(ok) (Aksiyal MIP görüntülerde sol ana koroner arterden, LCx çıkış noktası komşuluğunda orjin alıp sağ atriuma dökülen koroner arter fistülü izlenmekte olup koroner arter fistülünün sağ atriuma döküldüğü düzeyde hafif kontrastlanma dikkati çekmektedir.)



Resim 8c:Koroner arter fistülü bulunan olguda ek olarak sağ akciğer alt lob medialinde intralober pulmoner sekestrasyon



Resim 9a:3D volüm rendering imajda LMCA'dan orjin alan RCA'nın daha sonra normal trasesinde seyir gösterdiğini izlemekteyiz, RCA (siyah ok), LMCA (kırmızı ok)



Resim 9b:3D volüm rendering imajda, LMCA'dan orjin alan RCA'nın daha sonra normal trasesinde seyir gösterdiğini izlemekteyiz. LMCA'nın LAD ve LCX dallarına ayrımını da bu imajda görmekteyiz.RCA (kırmızı ok)

5. TARTIŞMA

Koroner arter anomalisi, embriyolojik hayatta primitif koroner arterlerin anormal regresyonu veya persistansı sonucu gelişir. İzole olarak izlenebilir veya konjenital lezyonlarla birlikte bulunabilir (82). Koroner arterlerin primer doğuştan anomalilerinin genel toplumdaki insidansı %1-2'dir. Bu anomalilerin büyük çoğunluğu benign olmakla beraber, miyokardiyal iskemiye neden olup hayatı tehdit edebilen ve ani ölüm riski taşıyan malign olarak tanımlanan çıkış ve seyir anomalileri de vardır.

İlave konjenital anomali olmaksızın, sağ koroner ostiumdan, sol koroner arterin sağ koroner arter ile birlikte çıktığı olgular, anjiyografik serilerin %0.017'sini oluşturmaktadır (83). Anormal çıkışlı sol koroner arter, çıktığı yerden ilerlerken pulmoner arterle aorta arasından seyredebileceği gibi, pulmoner arterin ön tarafından da geçebilir. Koroner arterlerin pulmoner arter ve aorta arasından geçtiği durumlarda, efor sırasında angina pectoris veya ani ölümler görülebilmektedir (84). Bu tür hastalarda iskeminin sebebi anormal çıkışlı sol koroner arterin pulmoner arter ve aorta arasında sıkışması, koroner arter çıkışının aort kökü boyunca akut bir açılma göstermesi veya seyri esnasında ventriküler septum içinde intramiyokardiyal seyire bağlı olarak luminal daralmaya maruz kalmasıdır (82). İntramiyokardiyal seyirli olgularda ani ölüm oranı %27 olarak bildirilmiştir (85). Bu gibi olgularda, koroner bypass operasyonu hayat kurtarıcı olmaktadır (86). Bu nedenle özellikle malign seyri olan koroner anomalilerin tanısı önemlidir. Yapılan bir çalışmada, genç atletlerdeki ani ölümlerden sorumlu olarak hipertrofik kardiyomyopati den sonra koroner arter anomalisinin 2.sırada yer aldığı saptanmıştır.

Koroner arter anomalilerinin yaklaşık %20 sinin aritmi, senkop, miyokardiyal infarktüs, ani ölüm ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (87). Spora bağlı ani kardiyak

ölümlerin %12'sinden ve sporla ilgisi bulunmayan ölümlerin ise %1,2'sinden sorumlu tutulmaktadır.

Bizim çalışmamızda 62 hastanın % 9.6'sında (n=6) koroner varyasyon ve anomali saptandı. Bu değer,yapılan çalışmalarda bulunan toplumdaki koroner arter anomali insidansından oldukça yüksekti. Ancak bizim bulduğumuz oran anomalilerle birlikte varyasyonları da içermekteydi veçalışmamızda bulunan hasta sayısı oldukça kısıtlıydı.

Çalışmaya dahil edilen 62 hastanın %69.3'ü erkek (n=43) ve %30.6'sı (n=19) kadındı. Hastaların yaş aralığı 25 ile 81arasındaydı. Koroner varyasyon ve anomali saptanan olguların hepsi erkekti.Erkek cinsiyetin, diğer çalışmalara oranla koroner varyasyon ve anomali saptanan olguların hepsini oluşturarak belirgin baskın olmasidikkati çekiciydi. Ancak çalışmaya dahil edilen hasta sayısının az olması ve hasta grubunun büyük çoğunluğunu erkek cinsiyetin oluşturması bu sonucu etkilemekteydi.

Olgularımızda sinüs nod arterinin ektopik olarak LCx'ten kaynaklanması şeklinde izlenen 1 koroner arter varyasyonu, 2 olguda RCA çıkış anomalisi, 2 olguda LCx'te hipoplazi ve 1 olguda myokardiyal iskemiye yol açan anomaliler arasında sınıflandırılan koroner arter fistülü saptandı. Koroner arter fistüllerinin çoğu RCA'dan kaynaklanarak kalbin sağ tarafındaki boşluklara drene olurken bizim olgumuzda, koroner arter fistülü sol ana koroner arterden kaynaklanarak sağ atriuma drene olmaktaydı. Koroner arter fistülü bulunan olgumuzda ek olarak sağ akciğer alt lob medialinde intralober pulmoner sekestrasyon saptandı.

Çalışmamızın dezavantajları; hasta sayısının kısıtlı olması, çalışmaya dahil edilen olgularda erkek/kadın oranının eşit olmayıp erkek cinsiyetin baskın olması ve koroner arter distal segmentlerinin kontrast madde ile dolununun optimum sağlanamamasıydı.

Konvansiyonel olarak koroner arter anomalileri kateter anjiyografi ile değerlendirilmektedir ve koroner arterlerin anatomisini ortaya koymada yaygın olarak kullanılmaktadır. Kateter anjiyografik çalışmalarda koroner arter anomalilerinin sıklığı yaklaşık %1 olarak bildirilmektedir (21,83,88,89). Bunun

büyük kısmını çıkış ve seyir anomalisi oluşturmaktadır.En sık görülen anomali şekli, sol sirkumfleks arterin anormal çıkış göstermesidir (%60)(83).Ancak tüm anatominin detaylı olarak değerlendirilmesi konvansiyonel koroner anjiyografi ile her zaman mümkün olmamaktadır.Özellikle anormal çıkışlı ve seyirli koroner arterlerin değerlendirilmesinde, hatalı veya yetersiz sonuçlar sıklıkla saptanmaktadır.Bu tekkik invaziv olmasının yanı sıra koroner arter seyrini 2 düzlemde görüntülemektedir (90). Üç düzlemde görüntüleme yapamadığı için arter seyri ile anatomik komşuluk ilişkileri net olarak ortaya konamamaktadır.Kateter anjiyografi ile anomalili arterin çıkış yerinin belirlenmesi zordur. Komşu pulmoner arter ve aorta ile ilişkisinin bilinmemesi nedeniyle anormal damarın kesin seyrini belirlemek de güçtür (19). Ayrıca anormal bir çıkış aranması ve vasküler anatominin yorumlanması da kolay değildir. Ektopik ostiumlu koroner arter anomalilerinde, KKA'nın tanı değeri, her bir ostiumun ayrı ayrı kateterize edilebilmesindeki teknik ve kullanıcıya bağlı yetersizlikler nedeni ile düşüktür. Kontrastlı ÇKBT anjiyografi ile kateter anjiyografinin kısıtlılıklarının çoğunun üstesinden gelinebilir (17,18).ÇKBT tek bir nefes tutmalık sürede koroner arterlerin görüntülenmesine olanak sağlamıştır.

Bizim çalışmamızda hastaların kardiyak BT anjiyografi tetkikleri,koroner arterleri görüntülemek amacıyla merkezimizde bulunan 64 dedektörlü ÇKBT cihazı ile (Aquilion 64, Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan) yapıldı. 64 ÇKBT Anjiyografi yüksek temporal ve uzaysal çözünürlüğüyle, 3 boyutlu rekonstrüksiyon yöntemiyle oluşturulan görüntülerle, koroner vasküler anomali ve varyasyonları ortaya koymada oldukça güvenilir ve yüksek görüntü kalitesine sahip bir görüntüleme yöntemidir.Biz olgularımızdaki koroner anomali ve varyasyonları incelerken, vasküler yapıların çıkış ve seyrini göstermede, büyük damarlar ve kalp boşluklarıyla ilişkilerini değerlendirmede, multiplanar reformat, MIP, 3D rekonstrükte görüntüler oluşturularak oldukça güvenilir, yüksek kalitede görüntülere sahip sonuçlar elde ettik.

Shi ve ark. 16-dedektörlü BT ile koroner arter çıkış anomalilerinin tespit edilmesine yönelik Kateter Anjiyografi ile karşılaştırmalı olarak yaptıkları çalışmada, Koroner BT Anjiyografi'nin doğruluğunu %100, Kateter Anjiyografinin doğruluğunu ise %53 olarak saptamışlardır(90). Buda göstermektedir ki; Koroner BT

Anjiografiarterlerin çıkış anomalilerini saptamakta Kateter Anjiyografi'ye oranla daha iyi bir tekniktir. Ayrıca ÇKBT'nin Konvansiyonel Anjiyografi'ye bazı üstünlüklerimevcuttur; daha az invazivdir, 3 boyutlu görüntü sunar,devamlılık gösteren yapıları birbirinden netolarak ayırt edebilir, koroner arterlerin segmentasyonlarını, koroner arterlerde plak ve daralma varlığını da ortaya çıkarır. Bunlara ek olarak, kardiyak hacimlerin ölçülmesinde ve iskemik alanların saptanmasında da yardımcı olmaktadır. Kalp görüntülemesi üzerine olan gelişmeler ile birlikte bu konuda gold standart olarak ÇKBT'nin kabul edileceği açıktır.

Koroner ÇKBT anjiografinin sınırlamaları da bulunmakta olup bunlardan biri temporal rezolüsyonun ancak 105–210 msn'ye kadar düşürülebilmesidir. Kalp hızı 75'in üzerinde olduğu hastalarda kaliteli görüntüler elde etmek zordur. Bu nedenle çalışmamızda kalp tepe atımını dakikada 75'in altına düşürmek için, kontrendikasyonun olmadığı hastalarda kardiyolog kontrolünde intravenöz betabloker kullandık ve kalp hızını dakikada 75'in altına düşüremediğimiz hastalara çekim yapmadık.

ÇKBT anjiografinin bir başka dezavantajıda tetkike kabul edilen her hastada koroner arterlerin başarılı bir şekilde görüntülenememesidir. Kaliteli görüntü; şiddetli kalsifikasyon, kalp ve solunum hareketi, EKG uyumsuzluğu, kontrast zamanlamasındaki ve çekim tekniğindeki yetersizliklerden dolayı alınamayabilir.Biz araştırmamızda nefes tutamayan, kalp hızı 75'in altına düşürülemeyen, aritmisi olan, kalsiyum skoru 500 ve üzerinde olan hasta grubunu çalışmaya dahil etmedik.

Koroner BT Anjiyografi'yi sınırlandıran diğer önemli unsurlar; radyasyon maruziyeti, kontrast maddeye bağlı nefrotoksisite ve alerjidir. Kalp ritm bozuklukları da Koroner BT Anjiyografi yapılmasına engel oluşturmaktadır.

Manyetik rezonans anjiyografik (MRA) görüntülemekoroner arter görüntülenmesinde kullanılmıştır ve bu tetkikle kalp döngüsünün tamamında görüntü elde edilir. Ayrıca her iki ventrikülün fonksiyonlarını değerlendirmek, kapak morfolojisi vefonksiyonu hakkında bilgi edinmek, perikard patolojilerini saptamak da mümkündür. Ancak MRA'nın düşük uzaysal çözümlemeyesahip olması, tekniğin kullanımınıkısıtlayan en önemli unsurdur (87,91).Kalp ve solunum hareketleri, küçük

damar çapı ve koroner arterlerin tortüoz seyri görüntüleme için karşımıza çıkan diğer teknik problemlerdir (47).16 dedektörlü BT ile yapılan çalışmalarda, 4-dedektörlü BT ve MRA çalışmalarına oranla, koronerarter görüntülenmesinde daha güvenilir sonuçlarbildirilmektedir (90,92-94).

6.SONUÇ

64-ÇKBT, tek nefes tutma sürecinde yapılabilen, sağladığı izotropik, yüksek rezolüsyonlu, 3-boyutlu veriler ile anomali ve fistüllerin uzaysal konumlarının kesin olarak tanımlanmasında değerli bir tekniktir. Kateter koroner anjiyografi ile karşılaştırıldığında, hasta rahatı ve potansiyel komplikasyonlar açısından özellikle koroner arter varyasyonlarını ve anomalilerini ortaya koymadaki avantajları nedeniyle tarama ve tanı amacıyla kullanılmaktadır.

Anjina, aritmi, egzersiz sonrası senkop gelişen genç olgularda ÇKBT koroner anjiyografi tetkikinun kullanılmasını öneriyoruz. Ayrıca konvansiyonel anjiyografide, koroner arterlerin çikışı ve seyri net olarak değerlendirilemeyen olgularda, ÇKBT anjiyografi endikasyonu vardır.

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

7. KAYNAKLAR

1. Elmalı M. , Ceyhan M. Koroner Arter Çıkışlı Anomalilerinin Tespitinde 16-Dedektör Bilgisayarlı Tomografinin Rolü. O.M.Ü. Tıp Dergisi 2006; 23(3): 86–90,
2. Pannu HK, Flohr TG., Corl FM., et al. Current Concepts in Multi-Dedektör Row CT Evaluation of the Coronary Arteries: Principles ,Techniques, and Anatomy. Radiographics. 2003; 23: 111-25.
3. Yıldırım A., Barutçu Saygılı Ö., Gelmez S., Dağdelen S., Ekicibaşı E., Eren N., Çizmeli O., Çift Kaynaklı 64-Dedektör Bilgisayarlı Tomografi ile Koroner Çıkış ve Seyir Anomalilerinin ve Koroner Fistüllerin Görüntülenmesi, XXIV. Ulusal Kardiyoloji Kongresi, Türk Kardiyoloji Derneği Arşivi, 2008; 36: S-031.
4. Langman' s medikal embriyoloji T.W.SADLER Palme yayıncılık, 6.basım, Kardiovasküler Sistem, Bölüm 12, sayfa:171-97.
5. Paç M, Akçevin A, Aykut Aka A, Buket S, Sarıoğlu T, Solak H, Görmüş N. Kalp ve Damar Cerrahisi Kalbin Cerrahi Anatomisi Chapter 1, 2009; 10-15.
6. Baim DS, Grossman W. Coronary angiography. Cardiac catheterization, angiography, and intervention. Baltimore, Williams & Wilkins, 1996; 183–208.
7. Vogl TJ, Abolmaali ND, Diebold T et al. Techniques for the detection of coronary atherosclerosis: multi-detector row CT coronary angiography. Radiology 2002; 223: 212–20.
8. Schanlon PJ, Faxon DP, Audet AM, et al. ACC/AHA guidelines for coronary angiography: a report of the American College of Cardiology/ American Heart Association Task Force on practice guidelines (Committee on Coronary Angiography). J Am Coll Cardiol 1999; 33: 1756–824.
9. Miller SW. Normal angiographic anatomy and measurements. Cardiac angiography Boston, Mass: Little, Brown Library of Radiology, 1984; 51–71.

10. Bergman RA, Afifi AK, Miyauchi R. Coronary Arteries. Illustrated Encyclopedia of Human Anatomic Variation. Johns Hopkins Med J. 1970; 126: 100–18.
11. Miller SW. Normal angiographic anatomy and measurements. Cardiacangiography Boston, Mass: Little, Brown Library of Radiology, 1984; 51–71.
12. Schweiger MJ. Coronary angiography. In: Uretsky BF, eds. Cardiac catheterization: concepts, techniques and applications. Malden, Mass: Blackwell Science, 1997; 196–260.
13. Hauser M. Congenital anomalies of the coronary arteries. Heart 2005; 91: 1240–5.
14. Garg N, Tewari S, Kapoor A, Gupta DK, Sinha N. Primary congenital anomalies of the coronary arteries: a coronary: arteriographic study. Int J Cardiol 2000; 74:39–46.
15. Burke AP, Farb A, Virmani R, Goodin J, Smialek JE Sports-related an nonsports-related cardiac death in young adults. Am Heart J 1991; 121: 568–75.
16. Maron BJ, Shirani J, Poliac LC, Mathenge R, Roberts WC, Mueller FO. Sudden death in young competitive athletes: clinical, demographic, and pathological profiles. JAMA 1996; 276: 199–204.
17. Van Ooijen PMA, Dorgelo J, Zijlstra F, Oudkerk M. Detection, visualization and evaluation of anomalous coronary anatomy on 16-slice multidetector-row CT. Eur Radiol 2004; 14: 2163–71.
18. Schmitt R, Froehner S, Brunn J, Wagner M, Brunner H, Cherevatyy O, Gietzen F, Christopoulos G, Kerber S, Fellner F. Congenital anomalies of the coronary arteries: imaging with contrast-enhanced, multidetector computed tomography. Eur Radiol 2005; 15: 1110–21.
19. Maron BJ, Thompson PD, Puffer JC, McGrew CA, Strong WB, Douglas PS, Clark LT, Mitten MJ, Crawford MH, Atkins DL, Driscoll DJ, Epstein AE. Cardiovascular preparticipation screening of competitive athletes: a statement for health professionals from the Sudden Death Committee (Clinical Cardiology) and Congenital Cardiac Defects Committee (Cardiovascular Disease in the Young), American Heart Association. Circulation 1996; 94: 850–6.
20. Basso C, Maron BJ, Corrado D, Thiene G. Clinical profile of congenital coronary artery anomalies with origin from the wrong aortic sinus leading to sudden death in young competitive athletes. J Am Coll Cardiol 2000; 35: 1493–501.

21. Angelini P, Velasco JA, Flamm S. Coronary anomalies: incidence, pathophysiology, and clinical relevance. *Circulation* 2002; 105: 2449–54.
22. Angelini P, Coronary artery anomalies-current clinical issues. Definitions, classification, incidence, clinical relevance, and treatment guidelines. *Tex Heart Inst J* 2002; 29: 271–8.
23. Dianas PG, Stuber M, McConnell MV, Manning WJ. The diagnosis of congenital coronary anomalies with magnetic resonance imaging. *Coron Artery Dis* 2001; 12: 621–6.
24. Lipton MJ, Barry WH, Obrez I, Silverman JF, Wexler L. Isolated single coronary artery: diagnosis, angiographic classification, and clinical significance. *Radiology* 1979; 130: 39–47.
25. Kaku B, Shimizu M, Yoshio H, Ino H, Mizuno S, Kanaya H, Ishise S, Mabuchi H. Clinical features of prognosis of Japanese patients with anomalous origin of the coronary artery. *Jpn Circ J* 1996; 60: 731–41.
26. Kardos A, Babai L, Rudas L, et al. Epidemiology of congenital coronary artery anomalies: a coronary arteriography study on a central European population. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1997; 42: 270–5.
27. Serota H, Barth CW III, Seuc CA, Vandormael F, Aguirre F, Kern MJ. Rapid identification of the course of anomalous coronary arteries in adults: the “dot and eye” method. *Am J Cardiol* 1990; 65: 891–8.
28. Topaz O, De Marchena EJ, Perin E, Sommer LS, Mallon SM, Chahine RA. Anomalous coronary arteries: angiographic findings in 80 patients. *Int J Cardiol* 1992; 34: 129–38.
29. Parmley WW, Chatterjee K: Coronary arterial anomalies. *Cardiology* 1989: 178–84.
30. Abouzied AM, Amaram S, Neerukonda SK. Anomalous left coronary artery arising from right sinus of Valsalva could be a minor congenital anomaly: a case report and review of the literature. *Angiology* 1999; 50: 175–8.
31. Baltaxe HA, Wixson D, The incidence of congenital anomalies of the coronary arteries in the adult population. *Radiology* 1977; 122: 47–52.
32. Ropers D, Moshage W, Daniel WG, Jessl J, Gottwik M, Achenbach S. Visualization of coronary artery anomalies and their anatomic course by contrast-enhanced electron beam tomography and three-dimensional reconstruction. *Am J Cardiol* 2001; 87: 193–7.

33. Amasyalı B, Kursaklıoğlu H, Kose S, Iyisoy A, Kılıç A, Isık E. Single Coronary Artery With Anomalous Origin of the Right Coronary Artery From the Left Anterior Descending Artery With a Unique Proximal Course. *Jpn Heart J* 2004; 45: 521–5.
34. Weiss C, Willems S, Hofmann T, Rickers C, Meinertz T, Reanimation bei Kammerflimmern als Erstmanifestation eines Bland-White-Garland-Syndroms im Erwachsenenalter. *Med Clinic* 1997; 2: 447–9.
35. Braunwald E. Computed tomography of the heart. In: Braunwald E, eds. *Heart disease: a textbook of cardiovascular medicine*. Philadelphia, Pa: Saunders, 2001: 561–4.
36. Reul RM, Cooley DA, Hallman GL, Reul GJ, Surgical treatment of coronary artery anomalies report of a 37,5-year experience at the Texas Heart Institute. *Tex Heart Inst J* 2002; 29: 299–307.
37. Yano K, Yoshino H, Taniuchi M, et al. Myocardial bridging of the LAD in acute inferior wall myocardial infarction. *Clin Cardiol* 2001; 24: 202–8.
38. Kantarci M, Duran C, Durur I, Alper F, Onbas O, Gulbaran M, Okur A. Detection of Myocardial Bridging with ECG-Gated Multidetector CT and Multiplanar Reconstruction. *Am J Roentgenol* 2005.
39. Mohlenkamp S, Hort W, Ge J, Erbel R. Update in myocardial bridging. *Circulation* 2002; 106: 2616–22.
40. Candan İ, Oral D, *Kardiyoloji*. Ankara: ANTIP A.Ş. 2002; 227–70.
41. Rodenwaldt J. Multislice computed tomography the coronary arteries. *Eur Radiol*. 2003; 13: 748–57.
42. Fisher LD, Judkins MP, Lesperance J et al. Reproducibility of coronary arteriographic reading in the coronary artery surgery study (CASS). *Cathet Cardiovasc Diagn*. 1982; 8: 565–75.
43. Windecker S, Maier-Rudolph W, Bonzel T et al. Interventional cardiology in Europe 1995. *Eur Heart J*. 1999; 20: 484–95.
44. Z A. Fayad, V. Fuster Clinical imaging of the High-Risk or Vulnerable Atherosclerotic Plaque. *Circulation Research*. 2001; 89: 305–6.
45. Raggi P. Coronary calcium on electron beam tomography imaging as a surrogate marker of coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2001; 84: 27–84.
46. Achenbach S, Moshage W, Ropers D, Nossen J, Daniel WG. Value of electron beam computed tomography for the noninvasive detection of high-

- grade coronary-artery stenoses and occlusions. *N Engl J Med* 1998; 339: 1964–71.
47. Gerber TC, Kuzo RS, Karstaedt N, hane GE, Morin RL, Sheedy PF 2nd, Safford RE, Blackshear JL, Pietan JH. Current results and new developments of coronary angiography with use of contrast-enhanced computed tomography of the heart. *Mayo Clin Proc.* 2002; 77: 55–71.
 48. ChengHong, MD, Christoph R. Becker, MD, Armin Huber, ECG-gated Reconstructed Muhi-Detector Row CT Coronary Angiography: Effect of Varying Trigger Delay on Image Quality. *Radiology* 2001; 220: 712-7.
 49. Zeman RK, Fox, SH, Silverman PM, Davros WJ, Carter LM, Griego D, et al. Helical CT of the abdomen. *Am J Cardiol* 1993; 160: 719-25.
 50. Katada K. Half-second, half millimeter real time multislice helical CT: CT diagnosis using Aquillon. *Medical Review* 68: 1–8.
 51. De Feyter PJ, Nieman K. New coronary imaging techniques: what to expect? *Heart* 2002; 87: 195–7.
 52. Pannu HK, Flohr TG, Corl FM, Fishman EK. Current concepts in multi-detector row CT evaluation of the coronary arteries: principles, techniques, and anatomy. *Radiographics* 2003; 23: 111–25.
 53. Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, Vos J, Pattynama PM, Krestin GP, Serruys PW, de Feyter PJ. Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate. *Heart* 2002; 88: 470–4.
 54. Morgan-Hughes GJ, Marshall AJ, and Roobottom CA. Multislice computed tomography cardiac imaging: current status. *Clin Radiol* 2002; 57: 872–82.
 55. Flohr T, Bruder H, Stierstorfer K, Simon J, Schaller S, Ohnesorge B. New technical developments in multislice CT, part 2: sub-millimeter 16-slice scanning and increased gantry rotation speed for cardiac imaging. *Rofo* 2002; 174: 1022–7.
 56. Grenier PA, Beigelman Aubry C, Fetita C, et al. New frontiers in CT imaging of airway disease. *Eur Radiol* 2002; 12: 1022–44.
 57. Becker CR. Assessment of coronary arteries with CT. *Radiol Clin North Am* 2002; 40: 773–82.
 58. Horiguchi J, Nakanishi T, Ito K, et al. Quantification of coronary artery calcium using multidetector CT and a retrospective ECG-gating reconstruction algorithm. *Am J Cardiol* 2001; 177:1429-3145.

59. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000; 215: 55–62.
60. Saito Y. Multislice X ray CT scanner. *Med Phys* 1998; 66: 1–8.
61. Mahesh M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector. *Radiographics* 2002; 22: 949–62.
62. Van Ooijen PMA, Dorgelo J, Zijlstra F, Oudkerk M. Detection, visualization and evaluation of anomalous coronary anatomy on 16 -slice multidetector - row CT. *Eur Radiol* 2004; 14: 2163-71.
63. Rumberger JA. Noninvasive coronary angiography using computed tomography: ready to kick it up another notch. *Circulation*. 2002; 15: 2036–38.
64. Desjardins B, Kazerooni EA. ECG-Gated cardiac CT. *Am J Roentgenol* 2004; 182: 993–1010.
65. Giesler T, Baum U, Ropers D, et al. Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *Am J Roentgenol* 2002; 179: 911–6.
66. Schoepf UJ, Becker C, Ohnesorge BM, Yücel EK. CT of coronary artery disease. *Radiology* 2004; 232: 18–37.
67. Becker C, Rist C, Hong C, et al. Contrast bolus optimization in four row multidetector CT angiography of the coronary arteries. *Eur Radiol* 2003;13: 585.
68. Cademartiri F, Mollet N, van der Lugt A, et al. Noninvasive 16-row multislice CT coronary angiography: usefulness of saline chaser. *Eur Radiol* 2004; 14: 178–83.
69. Lawler LP, Pannu HK, Fishman EK. MDCT evaluation of the coronary arteries, 2004: how we do it--data acquisition, postprocessing, display, and interpretation. *Am J Roentgenol* 2005; 184: 1402–12.
70. Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U, et al. Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation* 2000; 102: 2823 -8.
71. Addis KA, Hopper KD, Iyriboz TA, et al. CT angiography: in vitro comparison of five reconstruction methods. *Am J Roentgenol* 2001; 177: 1171–6.
72. Kantarci M, Ceviz N, Durur I, Bayraktutan U, Karaman A, Alper F, Onbas O, Okur A. Effect of the reconstruction window obtained at the isovolumic

relaxation period on the image quality in electrocardiographic-gated 16-multidetector-row computed tomography coronary angiography studies. *Journal of computer assisted tomography* 2006;30(2):258-61

73. Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, et al. Noninvasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography: results in 102 patients. *Eur Heart J* 2002; 23: 1714 –25.
74. Napel S, Marks MP, Rubin GD et al. CT angiography with spiral CT and maximum intensity projection. *Radiology* 1992; 185: 607-10.
75. Choi SI, Seo JB, Choi SH, Lee SH, Do KH, Ko SM, Lee JS, Song JW, Song KS, Choi KJ, Kim YH, Lim TH. Variation of the size of pulmonary venous ostia during the cardiac cycle: optimal reconstruction window at ECG-gated multidetector row CT. *Eur Radiol* 2005; 15: 1441-5.
76. Prokop M. Multislice CT angiography. *Eur J Radiol* 2000; 36: 86–96.
77. Gerber TC, Kuzo RS, Morin RL. Techniques and parameters for estimating radiation exposure and dose in cardiac computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2005; 21: 165–76.
78. Rubin GD, Schmidt AJ, Logan LJ, Sofilos MC. Multi-detector row CT angiography of lower extremity arterial inflow and runoff: initial experience. *Radiology* 2001; 221: 146–58.
79. Martin ML, Tay KH, Flak B, Fry PD, Doyle DL, Taylor DC, Hsiang YN, Machan LS. Multidetector CT angiography of the aortoiliac system and lower extremities: a prospective comparison with digital subtraction angiography. *Am J Roentgenol* 2003; 180: 1085–91.
80. Katritsis D, Efsthopoulos E, Betsou S, Korovesis S, Faulkner K, Panayiotakis G, Webb-Peploe MM. Radiation exposure of patients and coronary arteries in the stent era: A prospective study. *Catheter Cardiovasc Interv* 2000; 51: 259–64.
81. Trabold T, Buchgeister M, Kuttner A, Heuschmid M, Kopp AF, Schroder S, Claussen CD. Estimation of radiation exposure in 16-detector row computed tomography of the heart with retrospective ECG-gating. *Rofo* 2003; 175: 1051–5.
82. Gowda RM, Chamakura SR, Dogan OM, Sacchi TJ, Khan IA. Origin of left main and right coronary arteries from right aortic sinus of Valsalva. *Int J Cardiol* 2003;92:305-6.
83. Yamanaka O, Hobbs RE. Coronary artery anomalies in 126,595 patients undergoing coronary arteriography. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1990;21:28-40.

84. İyisoy A, Kurşaklıoğlu H, Barçın C, Kz C, Demirtaş E. Sağ sins valsalsa'dan ıkan sol ana koroner arter. *Turkiye Klinikleri J Cardiol* 2003;16: 107-9.
85. Ozdil E, Benrey J. Coronary angioplasty of anomalous left anterior descending artery with the left coronary artery originating from the right coronary sinus of Valsalva. *Tex Heart Inst J* 1995;22:339-41.
86. Taylor AJ, Rogan KM, Virmani R. Sudden cardiac death associated with isolated congenital coronary artery anomalies. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:640-7.
87. Data J, White CS, Gilkeson RC, ve ark. Anomalous coronary arteries in adults: Depiction at multi-detector row CT angiography. *Radiology* 2005; 235: 812–8.
88. Garg N, Tewer S, Kapooer A, ve ark. Primary congenital anomalies of the coronary arteries: a coronary arteriographic study. *Int J Cardiol* 2000; 74: 39–46.
89. Baltaxe HA, Wixson D. The incidence of congenital anomalies of the coronary arteries in the adult population. *Radiology* 1977; 122: 47–52.
90. Shi H, Aschoff AJ, Brambs HJ, ve ark. Multislice CT imaging of anomalous coronary arteries. *Eur Radiol* 2004; 14: 2172–81.
91. Connell MV, Ganz P, Selwyn AP, ve ark. Identification of anomalous coronary arteries and their anatomic course by magnetic resonance coronary angiography. *Circulation* 1995; 92: 3158–62.
92. Rodenwaldt J. Multislice computed tomography of the coronary arteries. *Eur Radiol* 2003; 13: 748–57.
93. Bunce NH, lorenz CH, Keegan J, ve ark. Coronary artery anomalies: assessment with free-breathing three-dimensional coronary MR angiography. *Radiology* 2003; 227: 201–8.
94. Taylor AM, Thorne SA, Rubens MB, ve ark. Coronary artery imaging in grown up congenital heart disease: complementary role of magnetic resonance and x-ray coronary angiography. *Circulation* 2000; 101: 1670–8.

8. ÖZGEÇMİŞ

18 Kasım 1983 yılında Adana'da doğdum. İlköğretim ve lise eğitimimi 1989-2001 yılları arasında Adana'da tamamladım. 2001 yılında Adana Kurttepe Anadolu Lisesi'nden mezun oldum ve aynı yıl Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Tıp Fakültesi'ni kazandım. 2007 yılında üniversiteden mezun olduktan sonra 8 ay süreyle Rize'de pratisyen hekim olarak mecburi hizmetimi yaptım.4 Aralık 2008 tarihinde Mustafa Kemal Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda asistan doktor olarak göreve başlamış olup, halen görevime burada devam etmekteyim.

Dr. Ece KARAOĞLU