



**T.C.  
GENELKURMAY BAŞKANLIĞI  
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ  
ASKERİ TIP FAKÜLTESİ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI**

**SOL VENTRİKÜL FONKSİYONUNUN ÇOK KESİTLİ  
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ VE  
BULGULARIN 3 BOYUTLU EKOKARDİYOĞRAFİ İLE  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**VUGAR HASANOV**  
Tbp. Kd. Yzb.

Gülhane Askeri Tıp Akademisi  
Askeri Tıp Fakültesi'nin  
Radyoloji Programı  
İçin Öngördüğü  
**TIPTA UZMANLIK TEZİ**  
olarak hazırlanmıştır

**TEZ DANIŞMANI**  
**Mustafa TAŞAR**  
Prof.Tbp.Kd.Alb.

**ANKARA**  
**2011**

GATA Askeri Tıp Fakóltesi Dekanlığına:

“Sol Ventrikül Fonksiyonunun Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi ve Bulguların 3 Boyutlu Ekokardiyografi İle Karşılaştırılması” konulu çalışma jürimiz tarafından Radyoloji Anabilim Dalı’nda Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez danışmanı : Prof.Tbp.Kd.Alb. Mustafa TAŞAR

Üye : Prof.Tbp.Tuğamiral Cem TAYFUN

Üye : Prof.Tbp.Kd.Alb. Mustafa TAŞAR

Üye : Prof.Tbp.Kd.Alb.C.Çınar BAŞEKİM

Üye (yedek) : Prof.Tbp.Kd.Alb.Bahri ÜSTÜNSÖZ

ONAY:

Tbp.Kd.Yzb. Vugar HASANOV’un 26/12/2011 tarihinde savunduğu bu tez Akademi Kurulu’nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görölmüş ve kabul edilmiştir.

Sadettin ÇETİNER

Prof. Hv. Tbp. Tümgeneral

Komutan Bilimsel Yardımcısı

As. Tıp. Fak. Dek. ve Eğt. Hst. Bştpb.

## TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması Gülhane Askeri Tıp Akademisi Askeri Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Başkanlığı'nın 25 MAYIS 2009 tarih ve 1491-934-09/1539 sayılı yazısı ile verilmiş ve çalışılmaya başlanmıştır.

Tez konumun seçilmesinde bana yardımcı olan ve tez hazırlama sürecinde her zaman çabalarıyla bana yol gösteren tez danışmanım sayın hocam Prof.Dr. Mustafa TAŞAR'a teşekkürü borç bilirim.

Eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan sayın hocalarım Prof.Dr. Cem TAYFUN'a, Prof.Dr. Bahri ÜSTÜNSÖZ'e, Prof.Dr. Mutlu SAĞLAM'a, Doç.Dr. M.Şahin UĞUREL'e, Doç.Dr. Murat KOCAOĞLU'na, Doç.Dr. Fatih ÖRS'e, Doç.Dr. H.Tuba SANAL'a, Doç.Dr. Uğur BOZLAR'a, Yrd.Doç.Dr. İnanç Güvenç'e, Yrd.Doç.Dr. A.Turan ILICA'ya, Yrd.Doç.Dr. Bilal BATTAL'a, Yrd.Doç.Dr. Bülent KARAMAN'a, Uzm.Dr. Evren SEL'e, Uzm.Dr. Kemal KARA'ya, Uzm.Dr. Kenan SOYLU'ya, Uzm.Dr. Aydın ASLAN'a, Uzm. Dr. Emrah ÖZCAN'a, beraber çalışmaktan büyük keyif aldığım asistan arkadaşlarım Dr. Yalçın BOZKURT'a, Dr. Selami İNCE'ye, Dr. Fikret ÇOLAK'a, Dr. Kemal İNAN'a, Dr. Mehmet SERİNDERE'ye, GATA Radyoloji AD'nda görevli tüm teknisyen, hemşire ve diğer klinik personeline en derin şükran ve saygılarımı sunarım.

Ayrıca çalışmamızın kardiyoloji kolunda hiç bir zaman desteklerini benden esirgemeyen, değerli ağabey ve arkadaşlarım Doç.Dr. Oben BAYSAN'a, Dr. Sait DEMİRKOL'a, Dr.Yalçın GÖKOĞLAN'a, Dr.Emre YALÇINKAYA'ya ve özellikle gülyüzüyle her sıkıştığımda bana moral veren SvI.Mem. Esmâ ERGÜL GÜREL'e, yine istatistiksel hesaplamalarda büyük yardım ve katkıları bulunan Dr. Türker TÜRKER'e derin saygı ve şükranla teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak beni yetiştiren, bugünlere gelmemde büyük emeği olan, maddi ve manevi her konuda yanımda olan annem, babam ve en zor günlerimde her zaman yanımda olan sevgili eşim Şafak ve canımdan da çok sevdiğim oğullarım Murat ve Kenan'a derin şükranlarımı sunuyorum.

## ÖZET

### **Sol Ventrikül Fonksiyonunun Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi ve Bulguların 3 Boyutlu Ekokardiyografi ile Karşılaştırılması**

Sol ventrikül sistolik ve diyastolik fonksiyon parametrelerinin bilinmesi koroner arter hastalıklarında çok önemlidir. Koroner arter hastalıklarının tanı ve takibinde Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi (ÇKBT) günümüzde sık kullanılan, girişimsel olmayan bir yöntemdir. Koroner arter anatomisini ve kardiyak morfolojiyi oldukça iyi bir şekilde değerlendirmenin yanı sıra ÇKBT sol ventrikül fonksiyonlarının doğru ve güvenilir şekilde hesaplanmasını da sağlamaktadır. Bu çalışmanın amacı sol ventrikül fonksiyon değerlendirilmesinde Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)'den daha kolay ulaşılabilir ve ucuz teknik olarak üç boyutlu ekokardiyografi (3D EKO) ile ÇKBT'yi karşılaştırmaktır. Bu amaçla koroner arter hastalığı değerlendirilmesi için Radyoloji bölümüne gönderilen 36 olguya kardiyak ÇKBT uygulaması ardından aynı gün içerisinde Kardiyoloji polikliniğinde 3D EKO işlemi gerçekleştirilmiştir. Her iki yöntem ile elde edilen sonuçlar karşılaştırılmış ve sol ventrikül fonksiyon parametrelerinin istatistiksel olarak uyumu değerlendirilmiştir. Pearson korelasyon analizine göre her iki yöntemle ölçülen EDV değerleri arasında güçlü düzeyde, ESV ve SV değerleri arasında ise orta düzeyde korelasyon saptanmış olup, Bland-Altman analizi ile düşük ESV değerlerinde uyumun daha yüksek olduğu görülmüştür. EF değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmamıştır. Sonuç olarak sol ventrikül fonksiyon değerlendirilmesinde oldukça etkin MRG ve kolay erişilebilir 3D EKO ile kıyaslamada seçilmiş olgularda ÇKBT de iyi bir alternatif olabilir.

**Anahtar Kelimeler** : Çok Kesitli BT, 3D EKO, Koroner BT anjiyografi, Sol ventrikül fonksiyon parametreleri

**Destekleyen Kurumlar** : Yok

**Yazar Adı** : Dr. Vugar HASANOV

**Danışman** : Prof. Dr. Mustafa TAŞAR

## SUMMARY

### **Multislice Computed Tomography Evaluation of Left Ventricular Function and Comparison of The Findings With 3 Dimensional Echocardiography**

Left ventricular systolic and diastolic function parameters are very important to evaluate the coronary artery disease. Coronary artery disease diagnosis and follow-up by Multislice Computed Tomography (MSCT) is now a commonly used non-invasive method. Besides providing superb information about coronary artery anatomy and cardiac morphology, evaluation by MSCT of the left ventricular function proves accurate and reliable. The aim of this study was to compare MSCT with three-dimensional echocardiography (3D ECHO) as a readily available inexpensive technique compared to Magnetic Resonance Imaging (MRI) in evaluating left ventricular function. For this purpose, following cardiac MSCT for the evaluation of 36 coronary artery disease patients referred to the radiology department, same day 3D ECHO has been accomplished in cardiology clinic. Obtained results by both methods have been compared and the compliance of the statistical parameters for left ventricular systolic function have been evaluated. While strong correlation was evident for EDV values in between the two methods, correlation for ESV and SV were moderate, according to the Pearson correlation analysis. Low ESV values had higher compliance according to the Bland-Altman analysis. There was no statistically significant correlation between EF values. In conclusion, MSCT can be a good alternative in selected cases to determine left ventricular functions as compared to highly efficient MRI or readily available 3D ECHO.

**Key Words** :Multislice CT, 3D ECHO, Coronary CT Angiography, Left Ventricle Function Parameters  
**Founded by** : None  
**Author** : Dr. Vugar HASANOV, MD  
**Counsellor** : Prof. Dr. Mustafa TAŞAR, MD

## İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET (TÜRKÇE).....	v
ÖZET (İNGİLİZCE) .....	vi
İÇİNDEKİLER .....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	viii
ŞEKİLLER.....	ix
TABLolar .....	x
GİRİŞ VE AMAÇ .....	1
GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kalbin anatomisi ve elektrofizyolojisi .....	3
2.2. Sol ventrikül fonksiyon parametreleri.....	9
2.3. Sol ventrikül fonksiyon hesaplanmasında kullanılan yöntemler.....	10
2.4. Kardiyak Çok Kesitli BT .....	14
2.5 3D EKO .....	28
YÖNTEM VE GEREÇLER .....	31
BULGULAR.....	36
TARTIŞMA.....	46
SONUÇ VE ÖNERİLER.....	50
KAYNAKLAR .....	51

## SİMGELER VE KISALTMALAR

2D EKO	: İki Boyutlu Ekokardiyografi
3D EKO	: Üç Boyutlu Ekokardiyografi
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
BTA	: Bilgisayarlı Tomografik Anjiyografi
ÇKBT	: Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi
EDV	: End Diastolic Volume
EF	: Ejeksiyon Fraksiyonu
EKG	: Elektrokardiyografi
ESV	: End Systolic Volume
FS	: Fractional Shortening
HU	: Hounsfield Unit
İCC	: İntra Class Coefficient
KAH	: Koroner Arter Hastalığı
LAD	: Left Anterior Desending Artery
LcX	: Left Circumflex Artery
LMCA	: Left Main Coronary Artery
LVEDD	: Left Ventricle End Diastolic Diameter
LVESD	: Left Ventricle End Systolic Diameter
LVOT	: Left Ventricle Output Tract
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
PDA	: Posterior Desendan Arter
PLA	: Posterolateral Arter
RCA	: Right Coronary Artery
SPECT	: Single Photon Emission Computed Tomography
SV	: Stroke Volume

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Kalbin anatomik yapılarının şematik görünümü	3
2.2. Koroner arterlerin BTA görünümü	6
2.3. Kalp duvarı katlarının şematik görünümü	7
2.4. Kalbin iletim sisteminin şematik görünümü	8
2.5. Retrospektif ve prospektif EKG gating şematik görünümü	17
2.6. ES ve ED fazlarda elde edilmiş kalbin 4 oda BTA görüntüleri	19
2.7. Multiplanar düzlemlerde kalp boşluklarının BTA görüntüleri	20
2.8. Sol ventrikülün vertikal uzun aks veya 2 oda BTA görüntüsü	20
2.9. Sol ventrikülün horizontal uzun aks veya 4 oda görüntüsü	21
2.10. Sol ventrikülün 3 oda BTA görüntüsü	21
2.11. Sol ventrikülün kısa aks BTA görüntüsü	22
4.1. EDV değerleri için Pearson korelasyonu ve Bland-Altman analizi	41
4.2. ESV değerleri için Pearson korelasyonu ve Bland-Altman analizi	41
4.3. SV değerleri için Pearson korelasyonu ve Bland-Altman analizi	42
4.4. EF değerleri için Pearson korelasyonu ve Bland-Altman analizi	43
4.5. Olgu örneği 1	43
4.6. Olgu örneği 2	44
4.7. Olgu örneği 3	44
4.8. Olgu örneği 4	45
4.9. Olgu örneği 5	45

## TABLÖLAR

Tablo	Sayfa
4.1. Olguların ÇKBT ve 3D EKO ile hesaplanan değerleri	36
4.2. Yaş, boy ve kilo özelliklerine göre dağılım	37
4.3. Ölçümler arasındaki ortalamaların karşılaştırılması	37
4.4. ÇKBT ve 3D EKO'ya ait EDV değerleri	38
4.5. ÇKBT EDV için ICC ve Pearson Korelasyon değerleri	38
4.6. ÇKBT ve 3D EKO'ya ait ESV değerleri	38
4.7. ÇKBT ESV için ICC ve Pearson Korelasyon değerleri	38
4.8. ÇKBT ve 3D EKO'ya ait SV değerleri	39
4.9. ÇKBT SV için ICC ve Pearson Korelasyon değerleri	39
4.10. ÇKBT ve 3D EKO'ya ait EF değerleri	40
4.11. ÇKBT EF için ICC ve Pearson Korelasyon değerleri	40

## GİRİŞ VE AMAÇ

Koroner arter hastalığı (KAH) özellikle gelişmiş ülkelerde en sık morbidite ve mortalite nedenidir (1). KAH'ın noninvaziv değerlendirilmesinde kullanılan Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi (ÇKBT) son yıllarda hızlı gelişen görüntüleme modalitesidir. 1990'ların başında ÇKBT'in kullanıma girmesinden bu yana tarama süresi, uzaysal ve zamansal çözünürlükteki sürekli geliştirmeler sonucu KAH tespitinde mükemmel görüntü kalitesi ve tanısal doğruluk sağlanmıştır (2).

KAH değerlendirmenin yanı sıra ÇKBT sol ventrikül fonksiyon ve hacimlerinin değerlendirilmesine de olanak sağlamaktadır (3-6).

Kardiyak fonksiyon ve hacimlerin ÇKBT ile doğru değerlendirilmesi KAH olgularında koroner arterlerin noninvaziv değerlendirilmesine ek olarak klinik değerlendirmeyi optimize etmektedir (7).

Koroner arter hastalarında sol ventrikülün fonksiyonun ve hacimlerinin değerlendirilmesi önemli olup, klinik tanı, risk kademesinin belirlenmesi ve prognozun öngörülmesi için değerli tanısal ve prognostik belirteçtir. Ventrikül fonksiyonu özellikle dilate ve zayıf fonksiyon gösteren ventrikülleri olan kardiyovasküler hastalıklarda hemodinami ve prognozun olumsuz yönde değişkenliğini göstermektedir (8,9).

Sol ventrikül fonksiyonları bozulmuş koroner arter hastalarında kardiyovasküler mortalite ve morbidite artmakta ve ani ölüm riski yükselmektedir. Bu nedenle bu hastalarda sol ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi ve takibi önem kazanmaktadır (10).

Sol ventrikül performansının kantitatif ve kalitatif değerlendirilmesinde değişik noninvazif ve invaziv görüntüleme yöntemleri bulunmaktadır: Bunlar arasında iki ve üç boyutlu ekokardiyografi (2D ve 3D EKO), kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), ÇKBT, EKG tetiklemeli tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi (SPECT) ve kateter anjiyografi bulunmaktadır (11-14).

Ekokardiyografi, yaygın, ucuz ve noninvaziv bir yöntem olmasına karşın, operatör bağımlıdır ve bazı olgularda akustik penceresi sınırlıdır.

İstenilen kalitede görüntüler elde edilemeyebilir. 3D EKO bu sınırlamaların üstesinden gelmektedir (15,16).

Kardiyak MRG sol ventrikül fonksiyon değerlendirilmesinde klinik olarak 'altın standart' sayılmaktadır, fakat pahalı ve zaman alıcı oluşu, pacemaker implantı veya defibrilatörü olan hastalarda kullanımı sınırlılıkları olup, bu nedenle her zaman kullanılması mümkün olamamaktadır (17).

Yapılan ilk çalışmalarda ÇKBT ile elde edilen sol ventrikül fonksiyon parametrelerinin sine MRG sonuçları ile oldukça uyumlu olduğu gösterilmiştir (18-20).

Bu çalışmanın amacı sol ventrikülün fonksiyonlarının gösterilmesinde ÇKBT ile 3D EKO'nun karşılaştırılmasıdır. Çalışmamızda radyoloji bölümüne koroner Bilgisayarlı Tomografik Anjiyografi (BTA) işlemi yapılmak için gönderilen hastalara, aynı gün içerisinde koroner BTA işleminin hemen sonrasında kardiyoloji polikliniğinde 3D EKO tetkiki yapılmıştır. ÇKBT ve 3D EKO ile elde edilen sol ventrikül fonksiyon verileri karşılaştırılarak bu yöntemlerin doğruluk oranları, birbirleri ile korelasyonları, sistemik hata ve uyumları, Pearson korelasyonu ve Bland-Altman analizleri ile değerlendirilmiştir (21).

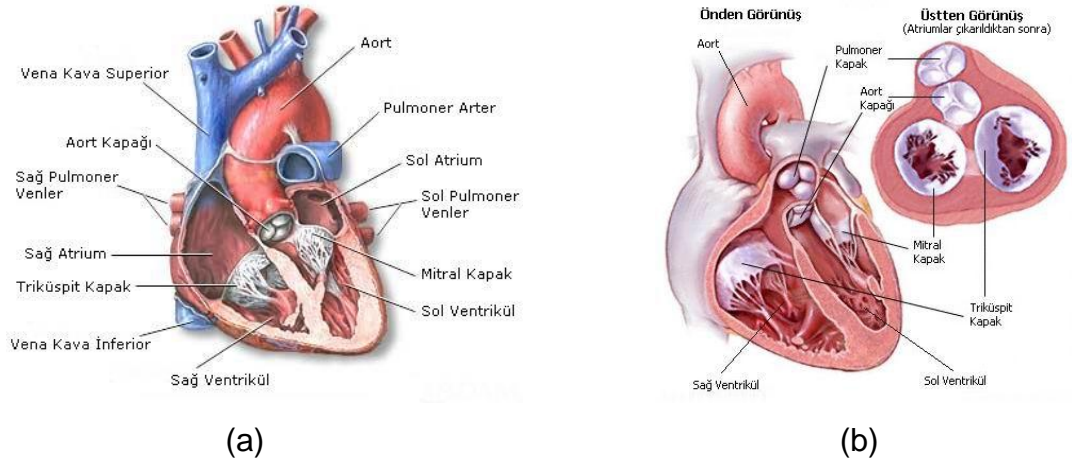
Sol ventrikül fonksiyon analizinde kullanılan modaliteler ve yazılım programları arasında anlamlı fark olup olmadığı ya da birbirlerine uyumları tartışılmıştır.

## GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kalbin Anatomisi ve Elektrofizyolojisi

Kalp koni veya piramid şeklinde tabanı, apeksi, birçok yüzey ve kenarları olan fibromüsküler organdır. Orta mediastende akciğerler ve onların plevral yaprakları arasında yerleşim göstermektedir (22). Kalp tabanı sağ üst posterior, tepesi sol alt anterior, arkadan öne, sağdan sola ve yukarıdan aşağıya doğru toraks içerisinde oblik uzanım göstermektedir (23). Yaklaşık 1/3'ü orta hattın sağındadır. Ortalama erişkin kalbinin boyutu tabandan apekse kadar 12 cm, en geniş transvers çapı 8-9 cm ve ön-arka çapı 6 cm'dir. Ağırlığı kadınlarda 230-280 gr (ort. 250 gr) ve erkeklerde 280-340 gr (ort. 300 gr) arasında değişmektedir (22).

Sağda ve solda birer atriyum ve ventrikül olmak üzere dört boşluktan oluşur. Sağ atriyum ile sağ ventrikül arasında triküspit kapak, sol atriyum ile sol ventrikül arasında mitral kapak bulunur. Mitral kapak biküspit özelliktedir. Bu kapakçıkların hareketinden sorumlu sağda üç, solda ise iki adet papiller kas mevcut olup bunlar, kapakçıklara korda tendinea adı verilen fibröz yapılarla bağlanırlar (Şekil 2.1) (24).



Şekil 2.1. Kalbin anatomik yapılarının (a) ve kapaklarının (b) şematik görünümü (25).

Kalbin sol ventrikülünden aort damarı ayrılmakta olup arada aort kapağı vardır. Benzer olarak sağ ventrikülden ayrılan pulmoner damar ile sağ ventrikül arasında pulmoner kapak mevcuttur. Her dört kapak da kendi anuluslarına veya kapak ringine yapışıktır. Bu fibröz ringler kalp tabanında kalbin fibröz iskeletini oluşturur. Fibröz kardiyak iskelet her iki atriyumu her iki ventrikülden fonksiyonel ve elektriksel olarak ayırmaktadır (26).

Kalbin sağ atriyumuna vena kava inferior ve süperior yolu ile gelen kan triküspit kapaktan geçerek sağ ventriküle dolar. Sağ atriyuma dökülen diğer venöz yapı ise koroner sinüstür. Sistolde sağ atriyuma dolan kan diyastolde triküspit kapağın açılması ile sağ ventriküle iletilir. Sağ ventriküldeki kan sistol sırasında pulmoner kapağın açılması sonucunda pulmoner arterler aracılığı ile akciğere taşınmış olur. Kalbin sağ kısmını oluşturan bu yapılar pulmoner dolaşımdan sorumludur. Kanın akciğerler yolu ile oksijenlenmesini sağlar (26).

Kan akciğerde gaz değiş tokuşu ile satüre hale gelir ve her iki akciğerden gelen ikişer adet pulmoner venler aracılığı ile sol atriyuma iletilir. Pulmoner venler yolu ile sol atriyuma gelen kan yine benzer şekilde sistolde dolan sol atriyumdan, diyastol esnasında mitral kapak aracılığı ile sol ventriküle geçiş gösterir. Buradan aort ile vücudun tüm dokularına gönderilir. Akciğerden gelen oksijen zengin kanı aort yolu ile vücuda gönderen bu sistem ise sistemik dolaşımdır (26).

Sistolde aort ve pulmoner kapak açık iken mitral ve triküspit kapaklar kapalı durumdadır. Diyastolde ise bu durum tersine dönmektedir. Sistol esnasında sol ventriküldeki basınç sağdan fazla olduğundan interventriküler septum sağa doğru konveksite oluşturmaktadır (27).

Kalp kasının en kalın olduğu bölge sol ventriküldür. Sol ventrikül duvarının kalınlığı 1-1,2 cm. kadarken, sağ ventrikül duvarının kalınlığı 0,3-0,4 cm. kadardır. Morfolojik olarak sağ ve sol ventrikül ayrımları ventrikül kenarları, trabeküler yapı, atriyoventriküler ilişki ve semilunar kapaklardan yapılmaktadır. Sol ventrikül iç yüzeyi sağa göre daha düz iken sağ ventrikülde musküler trabekülasyonlar sola göre belirgindir. Triküspit kapağın papiller kasları interventriküler septum ve serbest duvardan orijin almaktadır.

Sol ventrikül daha büyük papiller kasa sahip olup serbest duvardan orijin almaktadır. Sağ ventrikülü soldan ayıran en belirgin yapılardan biri ise sağ ventrikül infundibulumudur. İfundibulum sağ ventrikülde triküspit ve pulmoner kapağı birbirinden ayırır. Sol ventrikülde ise mitral ve aortik kapak fibröz yapı ile devamlılık göstermektedir. Moderatör bant da sağ ventrikülde bulunan önemli ayırıcı anatomik yapılardan biridir (27).

Kalp yüzeyinde epikardiyal yağ ile dolu ve kan damarları içeren atriyoventriküler ve interventriküler oluklar yer alır. Atriyoventriküler oluk atriyum ile ventriküllerin bileşkesinde yerleşimli olup sağ koroner arter, sirkumfleks arter ve koroner sinüsü ihtiva eder. Kalbin ön yüzünde sağ ile sol ventrikül bileşkesinde yer alan anterior interventriküler oluk; sol anterior desendan arter ile büyük kardiyak veni içerir. Kalbin inferoposterior yüzeyinde sağ ve sol ventrikül bileşkesinde yer alan posterior interventriküler oluk; posterior desendan arter ile orta kardiyak veni içerir (28).

Kalbin arteriyal beslenmesini sağlayan koroner arterler, aortadan sağ ve sol sinus valsalvadaki koroner ostiumlardan çıkar ve epikardiyal yağ dokusu içinde seyrederler (Şekil 2.2) (29).

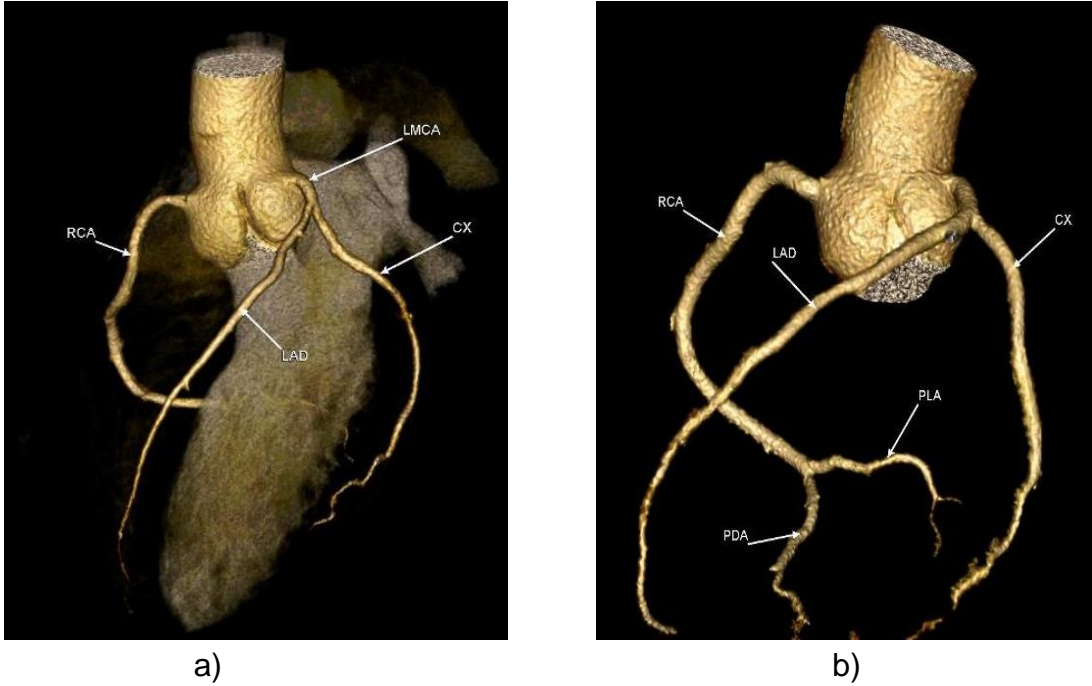
Sol ana koroner arter (LMCA) sol sinus valsalvadan çıkar, pulmoner trunkus arkasında seyreder. Sol anterior desendan (LAD) ve sol sirkumfleks (LCx) dallarına ayrılır. % 15 oranında üçe ayrılır ve ramus intermedius dalını verir. LAD anterior interventriküler olukda seyreder, sol ventrikülün büyük kısmını besler. Diagonal ve septal dalları verir (29).

LCx ise solda atriyoventriküler olukda seyreder ve optus marjinal dalları verir. Sol ventrikül lateral duvarını besler. LCx % 10-15 olguda dominant olup, posterior desendan arteri (PDA) ve posterolateral arteri (PLA) verir (29).

Sağ koroner arter (RCA); sağ koroner sinusden çıkıp atriyoventriküler olukda posteriora doğru seyreder. Konus arteri (%50-60), sinoatriyal nod arteri (%58), akut marjinal dallarını verir (29).

Posterior desendan arter ( PDA) ve posterolateral arter ( PLA) dallarını veren koroner arter dominant arter olarak isimlendirilir (29).

Populasyonda %70 oranında sağ koroner arter baskın besleyici damar iken %10'nunda sol koroner arter dominant, %20'sinde ise ko-dominansi izlenebilmektedir (29) .



Şekil 2.2. Koroner arterlerin volume rendered BT görüntüleri: a) Şeffaf arka fonlu ve b) sadece vasküler yapıların olduğu görüntüler

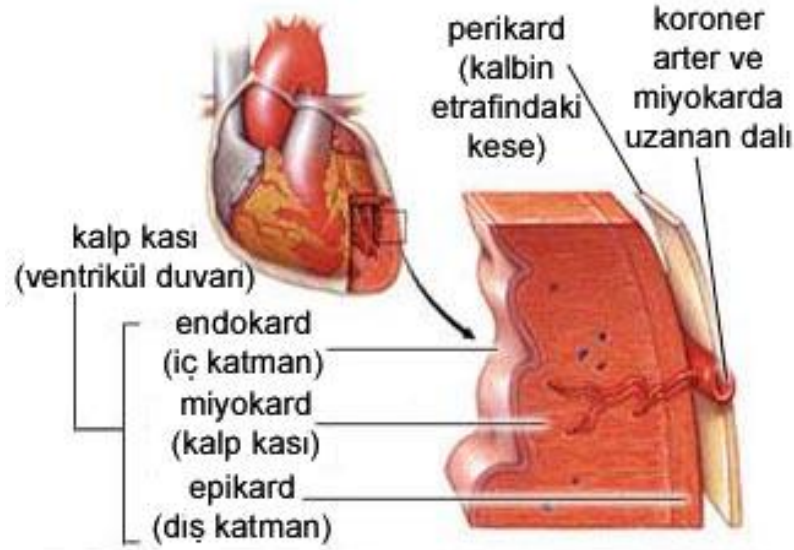
Kalbin venöz dönüşü vena kordis magna ve media ile koroner sinuse olur, koroner sinus de sağ atriyuma açılır. Ayrıca anterior kardiyak venler ve thebesian venler direk olarak sağ atriyuma ve daha az oranda sağ ventriküle açılır (24).

Kalp, perikard adı verilen ince fibröz bir zar ile çevrelenmiştir. Normal perikard kalınlığı 2 mm'yi geçmemektedir (30). Perikard visseral ve pariyetal olmak üzere iki tabakadan oluşur. Visseral parçası kalp yüzeyini sararken, pariyetal parçası akciğerler ve komşu diğer yapılarla ilişkilidir. Pariyetal tabaka fibröz ve seröz katmanlardan oluşur. Fibröz parça sıkı bağ dokuda olup kalbi, diyafram gibi komşu organlara sabitler. Seröz tabaka, fibröz perikardın iç yüzünü kaplar ve büyük damarlara yapışma yerlerinde katlanarak visseral parça ile devamlılık gösterir. Perikard yaprakları arasında

kalp hareketini kolaylaştırıcı sıvı bulunur. Perikard normalde 20-25 ml fizyolojik sıvı içerir (31).

Epikardiyal ve perikardiyal mesafelerde değişen miktarlarda yağ bulunur. Kalbin yüzeyinde tanımlanan interventriküler ve atriyoventriküler oluklar en fazla yağın biriktiği yerlerdir (28).

Kalbin duvarları endokardiyum, miyokardiyum ve epikardiyum olmak üzere üç katmandan oluşmaktadır. Kalbin tüm kaviter yüzeyini endokardiyum sarmaktadır. Kalbe kan getiren ve götüren damarların endotel tabakaları endokardiyum ile devamlılık göstermektedir (Şekil 2.3) (28).

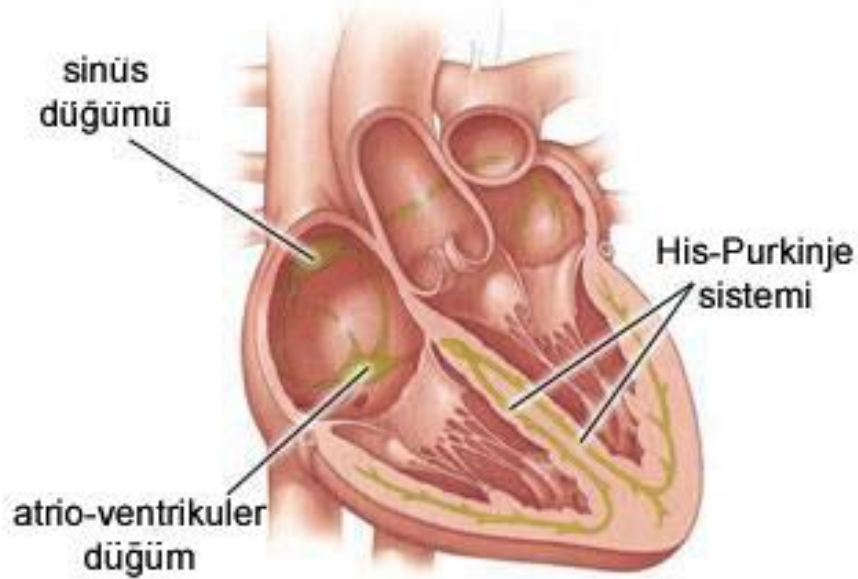


Şekil 2.3. Kalp duvarı katlarının şematik görünümü (32).

Kardiyak siklusu düzenleyen, kalp kası hücreleri ve çok özelleşmiş liflerinden oluşan kalbin iletim sistemidir. Kalpte elektriksel uyarı sistemi sinoatriyal nod, atriyoventriküler nod, His demeti ve purkinje hücrelerinden oluşmaktadır (şekil 2.4). Sinoatriyal nod sağ atriyumun arka duvarında yer alır. Sinoatriyal noddan impulslar her iki atriyuma yayılır ve atriyal kontraksiyon gerçekleşir. Daha sonra impuls atriyoventriküler noda ulaşır. Atriyoventriküler noddaki impuls his demetine ve sonrasında purkinje hücrelerine dağılır. Elektriksel uyarı, purkinje sisteminden miyositler arasında düşük dirençli gap bağlantıları içeren ve "intercalated" disk adı verilen yapılar

ile ventrikül kas hücrelerine iletilir. Böylece oluşan elektiriksel aktivasyon kalp boşluklarının koordineli olarak kontraksiyon ve relaksasyonunu sağlar (33).

Aktivasyon endokardiyal düzeyden epikardiyuma doğru olup, inaktivasyonda ise bu mekanizmanın tersi işlemektedir. Buna paralel olarak kontraksiyon endokardiyumdan başlayarak epikardiyuma doğru ilerler ve relaksasyon da epikardiyumdan başlar. Ventriküllerde impuls iletimi; septumdan başlar, sonra apekse ve serbest duvara doğru yayılır. Bazal kesim en son olarak uyarılır. Kalbin kasılma dönemine sistol adı verilir. Sistölü başlatan sağ atriyum üst tarafında bulunan sinoatriyal düğümdür. Sağ atriyuma kan dolması ile birlikte sinoatriyal düğümden belli aralıklarla düzenli olarak elektrik uyarıları çıkar. Burada bir müddet bekletildikten sonra da ventriküle geçer. Sistol ile ventriküller içindeki kan aorta ve pulmoner artere pompalanır. Sistol bittikten sonra ventriküllerin gevşeyip kan ile dolması fazına diyastol adı verilir. Diyastolün başında pulmoner ve aort kapakları kapanır ve atriyoventriküler kapaklar açılır. Sistolde ise atriyoventriküler kapaklar kapanıp aort ve pulmoner kapaklar açılır (33).



Şekil 2.4. Kalbin iletim sisteminin şematik görünümü (32).

## **2.2. Sol Ventrikül Fonksiyon Parametreleri**

Kalbin sistolik fonksiyonunun değerlendirilmesini sağlayan birçok değişken vardır. Bunların içinde fraksiyonel kısalma, ejeksiyon fraksiyonu, atım hacmi, kardiyak indeks, miyokard kütlesi, kardiyak debi bulunmaktadır.

### **2.2.1. Ejeksiyon Fraksiyonu (EF)**

Global sol ventrikül fonksiyonu için en sık kullanılan ifadedir. Diyastol sonu sol ventrikül hacminin ne kadarının ejeksiyona uğradığını veya her kontraksiyondan sonra sol ventrikülden kanın ne kadarının dışarıya pompalandığını basit bir şekilde ölçmektedir. Bununla birlikte bu basit ölçüm neredeyse tüm kardiyak durumlar için klinik gidişatı gösteren güçlü bir göstergedir. Sıklıkla sol ventrikülün 2D EKO görüntülerinden görsel olarak kararlaştırılır. Bu değerlendirme ekokardiyografi yapan kişinin tecrübesi ile güvenilir olmakla birlikte oldukça fazla gözlemci arası değişiklik göstermektedir. Bu nedenle volümetrik ölçümler kullanılarak daha objektif değerlendirilmelidir (34).

$$EF = (EDV-ESV)/EDV \times 100$$

Ayrıca M-mod yönteminde midventriküler papiller kas seviyesinden yapılan çap ölçümleri kullanılarak da hesaplanabilir. Normal değerler %55-70 arasında değişmektedir (34).

EF'ü azaltan sebepler: Dilate kardiyomyopati gibi kalp kasını zayıflatan nedenler; Kalp krizi; Kalp kapak hastalıkları ve uzun süreli kontrol edilemeyen yüksek arteriyel kan basıncı (35).

### **2.2.2. Fraksiyonel Kısalma (FS)**

Herbir sol ventrikül kontraksiyonunda sol ventrikül çaplarının değişim yüzdesidir. Herhangi bir segmental duvar anomalisi olmayan hastalarda kullanılır ve EF'a benzer sonuçlar verir. Sıklıkla kalp kapak hastalarında yararlıdır. Normal değerleri %25-40 arasında değişmektedir (36,37).

$$FS = (LVEDD - LVESD) / LVED \times 100$$

### **2.2.3. Diyastol Sonu Hacim (EDV)**

Kardiyak kontraksiyon başlamadan önce diyastol sonunda her ventrikülden bulunan maksimum kan miktarıdır. Kalbin diyastolik fonksiyon

ölçütüdür. Normal durumlarda genelde 120-130 ml olup, 200- 250 ml'e de ulaşabilmektedir (38).

#### **2.2.4. Sistol Sonu Hacim (ESV)**

Ventrikül relaksasyonundan hemen önce sistol sonunda her ventrikülde kalan kan miktarıdır. Genelde 50-60 ml olup, en az 10-30 ml de olabilir (38).

#### **2.2.5. Atım Hacmi (SV)**

Atım hacmi Simpson Metodu ile elde edilen sol ventrikül diyastol sonu hacminden sistol sonu hacminin çıkarılması ile hesaplanabilir. Eğer kapak yetmezliği yok ise bu fark LVOT'dan geçen atım hacmine eşittir (36).

$$SV= EDV-ESV$$

### **2.3. Sistolik Fonksiyon Hesaplanmasında Kullanılan Yöntemler**

Sol ventrikül hacimlerinin ve EF'un hesaplanmasında aralarında EKO, MRG, ÇKBT, SPECT, radyonüklid ventrikülografi ve sineventrikülografi'nin bulunduğu birçok teknik kullanılmaktadır (11-14).

#### **2.3.1. Ekokardiyografi (EKO)**

Ekokardiyografi sol ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesinde en yaygın kullanılan görüntüleme modalitesidir. Klinik pratikte ekokardiyografi ventriküler hacimlerin ve kütlelerin değerlendirilmesinde yaygın kullanılabilirlik ve göreceli olarak kısa muayine süresi nedeniyle ilk tercih edilen yöntemdir. Operatör bağımlı olması ve kan ile miyokard arasında ayırımın kötü olması dezavantajlarıdır (39).

Sol ventrikül boyutu, ventrikül tabanından gerçekleştirilen tek plan yapılan diyastol sonu çapların ölçümü ile tahmin edilmektedir. Bu yöntemin etkisi ventrikülün atipik şekilli bölgelerinde (apikal anevrizmalar gibi) azalabilir. Sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu en sık görsel tahminle belirlenir, bu deneyime bağlıdır ve gözlemciler arası ve içi değişkenliğe son derece duyarlıdır. Ayrıca, 2D yöntemler kolayca düzlem konumlandırma hatalarından etkilenir ve hacmin az tahminine neden olur. Tahmin edildiği gibi, sol ventrikül hacimleri ve ejeksiyon fraksiyonunun iki boyutlu kantifikasyonu altın standart

manyetik rezonans görüntüleme (MRG) veya radyonüklid ventrikülografi ile karşılaştırıldığında daha az doğruluktur ve gözlemci içi-arası değişkenlik göreceli olarak zayıf ilişki göstermektedir (40).

### **2.3.2. MRG**

Son zamanlarda MRG yüksek uzaysal çözünürlüğü ve sol ventrikül kütle, hacim ve EF'un doğru hesaplanmasını sağlayan tamamlayıcı hacimsel verileri nedeniyle tercih edilen tekniktir (41,42).

Multiplanar kesitsel yöntemi, yüksek uzaysal ve zamansal çözünürlük ve kan ile miyokardiyum arasında sinyal intensite farklılığının olması sol ventrikül fonksiyon ve kütle ölçümünde MRG'yi referans standart kılmaktadır (43).

Kardiyak MRG kullanmanın en önemli dezavantajlarından biri tekrarlayan nefes tutmalar ve görüntü elde etmek için EKG tetiklemenin gerekmesidir. Bu engel gerçek zamanlı interaktif kardiyak MRG ile nefes tutmasız ve tetiklemesiz görüntü elde edilerek aşılabilir (44,45).

ÇKBT ile karşılaştırmada kardiyak MRG'in avantajları radyasyon maruziyetinin olmaması, iyotlu kontrast madde kullanımının olmaması ve zamansal çözünürlüğün yüksek olmasıdır. Ayrıca kısa aks görüntülerin kolayca elde edilmesi, ÇKBT'deki gibi zaman alıcı reformasyonlara gerek duyulmaması da avantajıdır (20).

### **2.3.3. ÇKBT**

Kesitsel görüntüleme kardiyak volümlerin üç boyutlu hesaplanmasına olanak sağlamaktadır. Çok kesitli BT tekniğinde retrospektif EKG tetikleme ile kalbin istenilen fazında rekonstrüksiyon yapmak mümkündür; böylece, kalp odacıklarının morfolojileri, sol ve sağ ventrikül ejeksiyon fraksiyonu ve miyokard duvar kalınlıkları sistol sonu ve diyastol sonunda yapılacak rekonstrüksiyonlardan elde edilebilir. Ventrikülografi gibi altın standart yöntemlerle ÇKBT arasında iyi bir korelasyon olduğu gösterilmiştir (46).

### 2.3.4 SPECT

EKG tetiklemeli SPECT uygulaması ile miyokard perfüzyon görüntüleme kalp siklusunun birkaç fazda segmentasyonuna ve her biri için ayrı ayrı veri elde edilmesine olanak sağlar (47).

SPECT tekniği, kan akımı ve / veya metabolizmaya bağlı olarak radyoaktif bir işaretleyicinin fonksiyonel miyokard dokusu tarafından seçici tutulumuna dayanmaktadır. Bu yöntem miyokardın perfüzyon ve canlılığını değerlendirmek için geliştirilmiştir. Hem istirahat anında, hem de egzersiz veya farmakolojik stres sonrasında akımı engelleyen koroner arter darlıklarında provoke edilmiş iskemiye değerlendirmek için uygulanır (48).

Uygun bilgisayar donanım ve yazılımı ile her tetikleme penceresinde ardışık görüntü dizileri rekonstrükte edilerek sürekli bir döngü oluşturulur. Sol ventrikül endokardiyal ve epikardiyal yüzeylerini rekonstrükte etmek için otomatik sınır tespit programı da kullanılır. Bu yüzeyler de dinamik sine döngü içinde görüntülenerek ventrikülün şekil ve bölgesel kontraktilesini daha iyi değerlendirmeyi sağlar (49). Genellikle teknesyum-99m işaretli ajanlar ile yapılır.

Sol ventrikül EF'u hem görsel olarak kalitatif, hem de otomatik SPECT algoritmaları ile kantitatif olarak tespit edilebilir (49). EKG tetiklemeli SPECT ile değerlendirilen sol ventrikül EF'un doğruluğu ekokardiyografi ve radyonüklid ventrikülografiye karşı doğrulanmıştır (50).

SPECT tekniğinin avantajları (51):

- Tek çalışmada ventrikül perfüzyon ve fonksiyonunun eş zamanlı değerlendirilmesi, kardiyak çalışma yapılan KAH bilinen veya şüphelenilen hastalarda diğer fonksiyonel testlere gerek kalmadan kostefektifdir.
- Miyokard perfüzyon görüntülemeye tanısal doğruluğu geliştirmesi.
- İstirahette ve stres sonrasında global ve bölgesel duvar hareketi ve kalınlığının değerlendirilmesi.
- Bölgesel perfüzyon ve duvar hareketi ile eş zamanlı miyokardiyal canlılığın değerlendirilmesi.

- İskemik ve iskemik olmayan dilate kardiyomiyopatili hastaların sınıflandırılması.

Dezavantajları (52):

- Uygun değerlendirme için düzenli kalp ritmi gereklidir.
- İskemi, geçirilmiş enfarktüstten etkilenen miyokardiyum alanında duvar hareketi ve kalınlığı daha az tahmin edilmektedir.
- Radyasyon maruziyeti mevcuttur, fakat tek başına perfüzyon çalışmasından fazla değil.
- Sadece istirahetteki ventrikül fonksiyonunu yansıtmaktadır, pik stresde gerçekleştirilememektedir.

EKG tetiklemeli SPECT geniş sol ventrikül perfüzyon defekti varlığında veya kalp küçük olduğunda da hatalı sonuçlar verebilir (53).

SPECT miyokardiyal perfüzyonu değerlendirmekle birlikte eş zamanlı sol ventrikül fonksiyon ölçümü için de standart kabul edildiğinden artan sıklıkta kullanılmakta ve referans yöntem seçilmektedir (54).

### **2.3.5. Radyonüklid Ventrikülografi**

Hastanın kırmızı kan havuzu radyoaktif bir işaretleyici ile işaretlenir ve büyük damarlar ile kalpten geçen radyoaktif işaretli kanın akımı göğüs ön duvarından uygun bir şekilde yerleştirilmiş bir gama kamera ile ölçülür. Herhangi bir zamanda kaydedilen rakamlar ölçülen kan hacmindeki radyoaktif kan miktarı ile doğru orantılıdır. Böylece, kalp döngüsü boyunca kalp odalarının doğrudan bir hacimsel değerlendirmesi yapılabilir (55).

Kan havuzu kısa yarı-ömür (altı saat), ideal görüntüleme özellikleri ve kırmızı kan hücrelerine yüksek oranlarda bağlanma avantajları olan teknesyum-99m (Tc-99m) ile işaretlenir. İşaretleme, in vitro olarak az miktarda otolog kan örneğinin Tc-99m ile bir inkübe edilmesi ya da daha yaygın olarak in vivo Tc-99m perteknetatın direkt intravenöz enjeksiyon ile yapılabilir (56).

Sol ventrikül EF'u ölçümü için çeşitli avantajları vardır:

- Yüksek doğruluk ve tekrarlanabilirlik;

- Sol ventrikül şekli ile ilgili geometrik varsayımlara dayanmayan ölçümler;
- Tüm kalp odacıkları ile ilgili fonksiyonel bilgi;
- Hastanın vücut özellikleri tekniği sınırlamaz ve hemen hemen tüm hastalarda doğru hacimsel ölçümler için kullanılabilir;
- Noninvaziv olması riskleri en aza indirmektedir;
- Gerçekleştirmesi kolay olup, zaman alıcı değil (30 dakikadan az).

#### Kısıtlılıklar:

- Üniform bütün vücudun radyasyona maruz kalması (620 mrem) nedeniyle gebelikte ve laktasyonda kullanılamaz;
- Kalp odaları anatomik yapısı ile ilgili kapak yapısı ve işlevi hakkında sınırlı bilgi sağlayabilir;
- İnterventriküler septum hariç, ventrikül duvar kalınlığının değerlendirilmesi mümkün değildir (57).

### **2.3.6. Sineventrikülografi**

Sineventrikülografi invaziv bir teknik olup, kalp kateterizasyonu ile gerçekleştirilir. Sol ventrikül EF hesaplanmasında pratik olarak standart kabul edilir ve bazı geniş çok merkezli çalışmalarda kullanılmıştır (58-60).

## **2.4. Kardiyak Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi**

### **2.4.1. Kardiyak ÇKBT Fizik Prensipleri**

Bilgisayarlı Tomografi ile kardiyak görüntülemenin önündeki en önemli zorluk kalp ve solunum hareketleri ile koroner damarların küçük çaplı olmasıdır. Bunları aşabilmek için cihazın zamansal ve uzaysal çözünürlüğünün yüksek olması ve EKG tetiklemesi gerekir (61).

ÇKBT teknolojisindeki son gelişmeler ile kalsiyum skorlama, koroner BTA ve ventriküler fonksiyon analizi eş zamanlı olarak yapılabilmekte, koroner arterler ve kalp noninvaziv ve kolay bir şekilde değerlendirilebilmektedir (61). Kalbin ve koroner arterlerin BT ile görüntülenebilmesi için yüksek uzaysal çözünürlük, yüksek zamansal çözünürlük ve kalp siklusu ile uyum gereklidir,

aynı zamanda solunum artefaktlarının azaltılması için tarama süresi mümkün olduğunca kısa olmalıdır (62).

1998 yılından itibaren ÇKBT teknolojisindeki hızlı gelişmeler ile birlikte uzaysal çözünürlük 0,4 mm, zamansal çözünürlük 75-165 msn. değerlerine inmiş ve EKG tetikleme ve pencereleme yöntemleri ile kalbin görüntülenmesi mümkün olmuştur (46).

#### **2.4.1.1. Zamansal Çözünürlük**

Zamansal çözünürlük (temporal rezolüsyon) görüntü rekonstrüksiyonu için kullanılan ham verilerin elde edildiği süredir (63, 64). Kalbin hızlı ve kompleks siklik hareketi sırasında görüntü alabilmek için yüksek zamansal çözünürlük ve kalp siklusunun EKG ile monitorizasyonu gereklidir.

Kalp hareketinin en yavaş olduğu diyastolik fazda görüntüleme yapılarak görüntü kalitesi artırılır. Görüntü alma ve rekonstrüksiyon işlemleri de kalp hareketleri ile senkronize olarak yapılır. Kalp hızının artması durumunda diyastolik faz kısılacığından zamansal çözünürlüğün 150-250 msn.ye kadar azalması gerekir. Zamansal çözünürlüğün artması ile hareket artefaktları azalır. Nefes tutma süresi kısalmır (61).

Kalp siklusunun az hareket gösteren diyastolik döneminde görüntüleme için 60 atım/dak ve altındaki kalp hızlarında 250 ms, 60-70 atım/dak arasındaki hızlarda 200 ms ve 70-90 atım/dak arasındaki hızlarda ise 150 ms temporal rezolüsyona ihtiyaç duyulduğu tahmin edilmektedir. Daha yüksek kalp hızlarında artefaktsız görüntüler için ise 50 ms veya 50 ms'nin daha altında temporal rezolüsyon gerektiği öne sürülmektedir (64).

Günümüzde kullanılan ÇKBT sistemlerinde temporal rezolüsyon; gantri rotasyon zamanı (330-500 msn), EKG senkronizasyon algoritması, rekonstrüksiyon algoritması ve "pitch" faktörüne bağlı değişmekle birlikte, genel olarak tek tüplü sistemlerde gantry rotasyon zamanının yarısı (165-250 msn), çift tüplü sistemlerde ise rotasyon zamanının çeyreği (83 msn) kadardır (63).

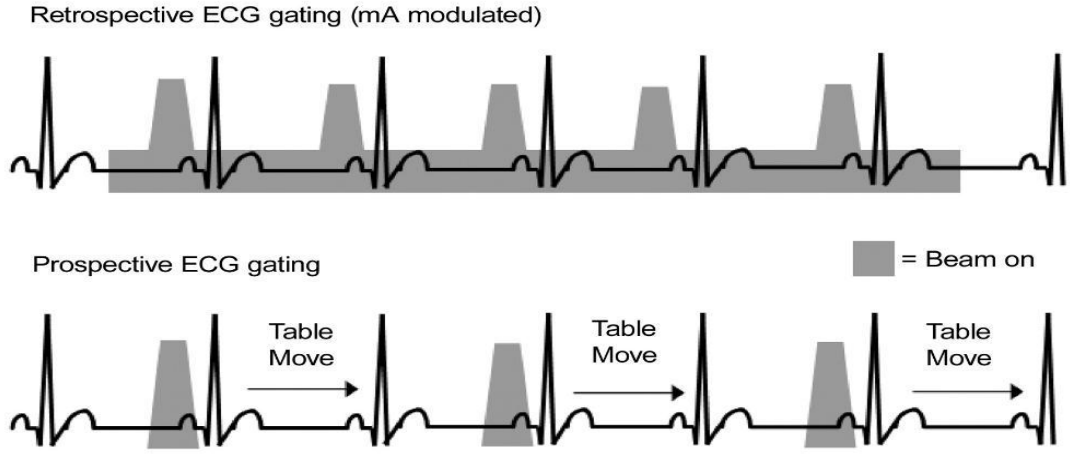
Gantry rotasyon zamanı dedektör ve tüpün obje etrafında 360 derece dönmesi için geçen süredir. 330-370 msn'e kadar azalmış olup bu da zamansal çözünürlüğü artırmıştır (61).

Kardiyak BTA da veri elde etmek için iki farklı EKG tetikleme yöntemi kullanılmaktadır (Şekil 2.5). Bunlardan; prospektif EKG tetikleme yöntemi ile tüm kalp siklusu boyunca değil, R-R intervalinin sadece son kısmında diyastol fazında radyasyon ekspozuru ve görüntü alma işlemi yapılır. Zamansal çözünürlük 200-250 msn arasındadır. Bu yöntem kalsiyum skorlama işleminde kullanılmakta olup radyasyon dozu az ve görüntü kalitesi düşüktür (61).

Retrospektif EKG tetikleme yönteminde ise tüm kalp siklusu boyunca helikal tarama ile görüntü alınır ve radyasyon ekspozuru olur. Alınan görüntüler retrospektif olarak EKG sinyallerine göre rekonstrükte edilir. Koroner arterlerin ve sistolik fonksiyonların değerlendirilebilmesi için bu yöntem kullanılır. Zamansal çözünürlük 80-250 msn arasında değişmekte olup radyasyon dozu ise daha fazladır (61).

Her iki yöntem ile de elde edilen verilerin rekonstrüksiyonu da iki farklı şekilde yapılmaktadır. Bunlar parsiyel ve multisegmenter görüntü rekonstrüksiyon metotlarıdır (61).

Parsiyel görüntü rekonstrüksiyonu en pratik olan görüntü rekonstrüksiyon yöntemidir. Prospektif ve retrospektif EKG tetikleme yöntemleri ile kullanılabilir. Bu yöntemle tek bir kalp siklusunun belirli bir bölümünde elde edilen görüntüler rekonstrükte edilir ve zamansal çözünürlük 200 msn olup multisegmenter rekonstrüksiyona göre azdır. Multisegmenter rekonstrüksiyon ise sadece retrospektif EKG tetikleme tekniği ile kullanılabilir ve düzenli bir kalp ritmi gerektirir. Çok sayıda kalp sikluslarından alınan görüntüler rekonstrükte edilir. Böylece yüksek zamansal çözünürlük (80 msn) sağlanır (61).



Şekil 2.5. Şemada retrospektif doz modülasyonu ve prospektif aksiyal tarama ile arasındaki farklar gösterilmektedir. Gri alanlar tüp akımının etkin olduğu zamanları gösterir. Retrospektif doz modülasyonunda sistol esnasında tüp akımı azaltılırken, prospektif aksiyal taramada akım kesilmektedir (65).

#### 2.4.1.2. Uzaysal Çözünürlük

Uzaysal çözünürlük yan yana iki noktanın birbirinden ayrımını sağlar. Z eksenindeki dedektör boyutu, rekonstrüksiyon algoritmaları ve hasta hareketinden etkilenir. Z eksenindeki dedektör boyutu küçüldükçe uzaysal çözünürlük artar (61). Bu değer günümüzde kullanılan 64-kesitli ÇKBT'lerde  $0.4 \times 0.4 \times 0.4$  mm dolayında iken kateter anjiyografide  $0.2 \times 0.2$  mm.dir (66). Rekonstrüksiyon aralığı rekonstrükte edilen aksiyal görüntülerin overlap (üst üste binme) derecesi olarak tanımlanır. X ışını kolimasyonu ve kesit kalınlığına bağlıdır. Zaman ve radyasyon dozuna bağlı değildir. Rekonstrüksiyon aralığı azaldıkça (overlap artar) Z eksenindeki çözünürlük artar ve 3D multiplanar reformat görüntülemeye olanak sağlar (61).

#### 2.4.1.3. Pitch

Pitch, spiral BT'de tüpün tam bir rotasyonu süresinde masa hızının kesit kalınlığına oranı şeklinde ifade edilir. ÇKBT'de ise kesit kalınlığının aktif dedektör sayısı (n) ile çarpımına oranıdır (67).

$$P = \text{masa hızı} / (n \times \text{kesit kalınlığı})$$

Kardiyak görüntüleme için 0,5'in altında olmalıdır (0,2-0,4). Pitchin artması veri kaybına neden olur. Pitch zamansal ve uzaysal çözünürlüğün belirlenmesinde önemli rol oynar. Pitch azaldıkça hastanın aldığı radyasyon dozu orantılı olarak artar (61).

#### **2.4.2. Radyasyon Dozu**

X ışını fotonları tarafından hasta vücudunda meydana getirilen iyonizasyon, radyasyon maruziyeti olarak adlandırılır. Üretilen foton miktarı tüpün voltajına ve miliamper değerine bağlıdır. Fotonların atenuasyonu hastanın vücut hacmine ve kesit kalınlığına göre değişir (68).

ÇKBT teknolojisindeki gelişmeler sayesinde görüntü kalitesinde kayıp olmaksızın hastanın aldığı doz giderek önemli ölçüde azaltılmıştır. Kardiyak BTA sırasında hastanın aldığı efektif doz, alınan radyasyon dozunun muhtemel sağlık risklerinin tiplerini ve sonuçlarını bildirir ve SI (System International) birimi miliSievert (mSv) tir. Hastanın aldığı doz genellikle görüntüleme parametreleri (kV, mA), hasta kilosuna, kesit kalınlığına bağlı olarak değişmektedir (68).

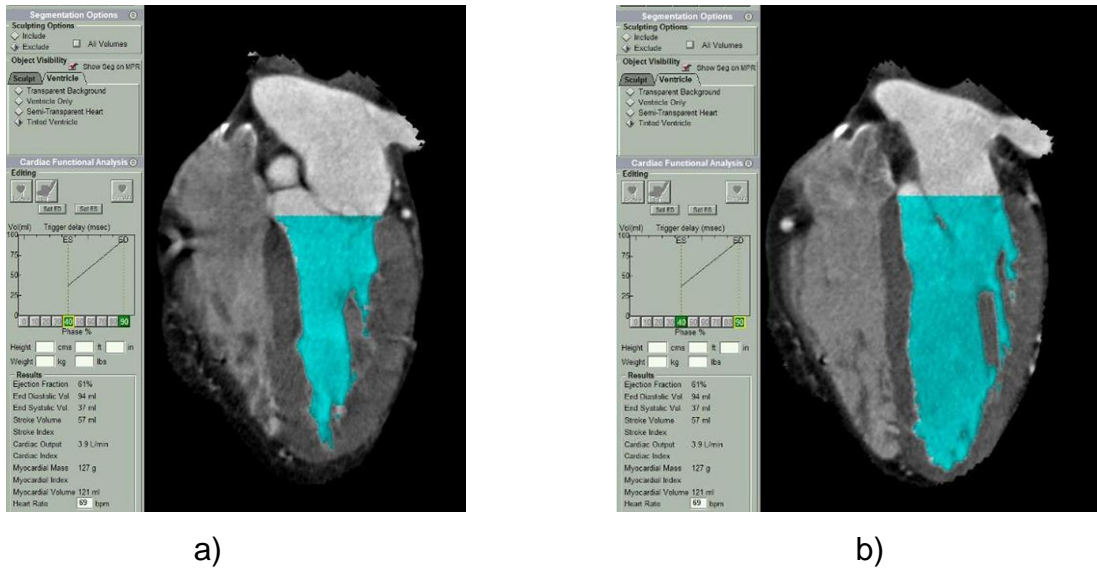
Kardiyak BTA tetkikinde konvansiyonel kateter anjiyografiye göre efektif dozda belirgin artış vardır. Prospektif EKG tetikleme ile yapılan kardiyak BTA'de radyasyon sadece diastolde verilir. Ancak bunun için hastanın aritmisi veya ekstrasistollerini olmamalı, nabızı düzenli ve sabit olmalıdır. Bu yöntem genellikle kalsiyum skorlama için kullanılmaktadır. Fonksiyonel görüntüleme yapılacak hastalar ve kalp hızı yüksek ve aritmik hastalarda uygun değildir. Retrospektif EKG tetikleme yönteminde ise tüm kalp siklusu boyunca radyasyon maruziyeti vardır ve doz daha fazladır. Prospektif EKG tetikleme dozu % 47 oranında azaltılmaktadır. Bu ise konvansiyonel koroner anjiyografi sırasında alınan doz seviyesindedir (61).

Retrospektif EKG ile görüntüleme yapılan hastalarda dozu azaltmak için EKG pulsing kullanılarak, tanısal görüntülemenin yapılmayacağı fazda doz % 4'e kadar azaltılabilmektedir. EKG doz modülasyonu ile sistolde tüp akımı azaltılır ve doz % 10-40 azalır. Vücut kitle indeksine göre de kilovolt düşülerek radyasyon dozu azaltılabilir. Adaptif doz koruma yöntemi ile görüntü alınmasına yaramayan radyasyon ekarte edilebilmektedir (69).

Sonuç olarak radyasyon dozu; kullanılan protokole oldukça bağlıdır. Kalsiyum skrolama için efektif doz 1-3 mSv, retrospektif EKG yöntemiyle yapılan kardiyak BTA'de ise 8-22 mSv arasında değişmektedir. Konvansiyonel koroner anjiyografide efektif doz 3-6 mSv'dir. Diğer vücut BT protokollerinde ise doz 2-10 mSv arasında değişmektedir (61).

### 2.4.3. Sine Görüntüleme

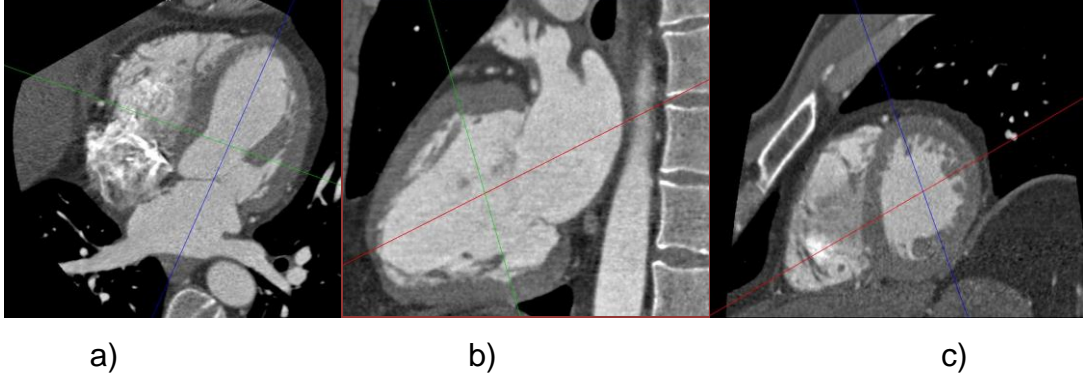
Sine görüntüler sol ventrikül ve kapakçıklar gibi kardiyak yapıların hareketleri ve fizyolojik özelliklerinin incelenmesinde kullanılır. Kalp ve koroner arterlerden alınan veriler kalp siklusu boyunca belirli noktalarda rekonstrükte edilir. R-R intervalinden % 10 aralıklarla % 0-100 arası volümetrik veri rekonstrüksiyonu yapılır. Genellikle R-R intervalinin % 40'dan alınan veriler sistol sonu, % 90'dan alınan veriler diyastol sonu fazlara tekabül eder (Şekil 2.6). Rekonstrükte görüntüler sistol ve diyastol boyunca kalp hareketlerinin değerlendirilmesine izin verir. Özellikle sol ventrikül duvar hareketleri, duvar kalınlığı ve tüm planlarda kapak hareketleri incelenebilir. Ek olarak miyokard kontraktilesi ve diyastol sonu – sistol sonu hacim, atım hacmi, ejeksiyon fraksiyonu gibi sol ventrikül fonksiyonel parametreleri kantitatif olarak saptanabilir (29).



Şekil 2.6. Sistol (a) ve diyastol (b) sonu fazlarda elde edilmiş kalbin 4 oda görüntüleri

#### 2.4.4. Kardiyak Görüntüleme Planları

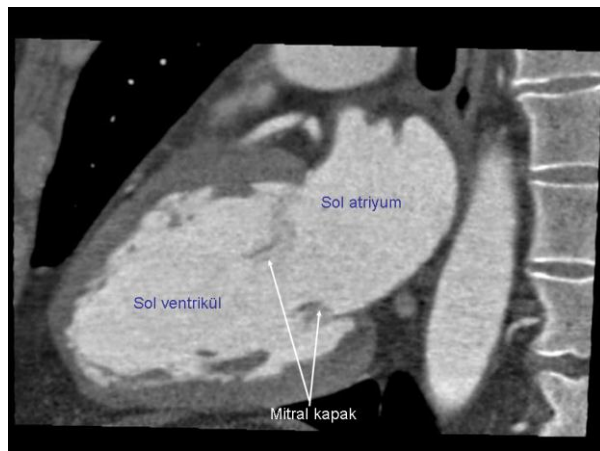
Kalbin toraks içerisindeki oblik yerleşimi nedeniyle kardiyak nükleer tıp incelemelerinde, MR ve BT görüntülemelerde ve ekokardiyografide kullanılan kalbe özel rutin görüntüleme planları, kalp anatomisi ve fonksiyonlarının değerlendirilmesinde ağırlıklı kullanılmaktadır (Şekil 2.7) (29).



Şekil 2.7. Kardiyak planların birbiri ile ilişkisi. a) 2 oda (mavi çizgi) ve kısa aks (yeşil çizgi);b) 4 oda (kırmızı çizgi) ve kısa aks (yeşil çizgi);c) 4 oda (kırmızı çizgi) ve 2 oda (mavi çizgi) oluşturma çizgileri

- Vertikal uzun aks (2 oda)

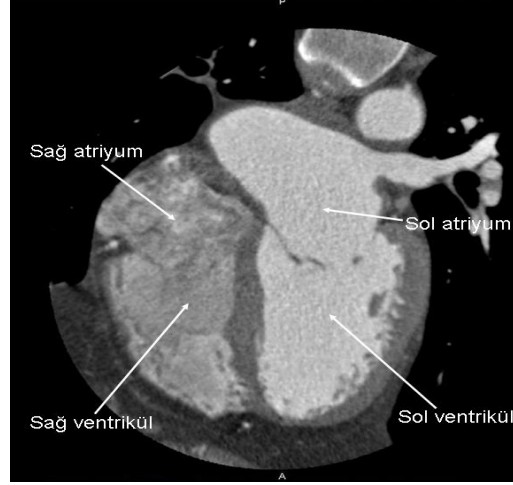
Sol ventrikül lümeni boyunca parasagittal planda alınan vertikal uzun aks görüntülerdir. Sol atriyum – sol ventrikül arasındaki ilişki değerlendirilir. Sol ventrikül anterior ve inferior duvarları, mitral kapak ve sol atriyum aynı kesitte görülür (Şekil 2.8) (29).



Şekil 2.8. Sol ventrikülün vertikal uzun aks veya 2 oda görünümü

- Horizontal uzun aks (4 oda)

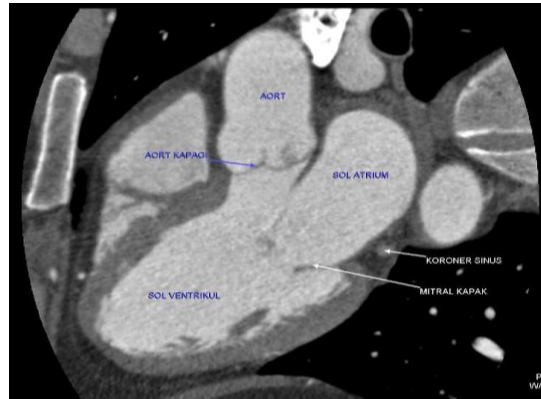
Kalbin dört odacığı aynı düzlemde görülür. Kalp odacıklarının boyutları, kapak pozisyonları, sol ventrikül apikal, septal ve lateral duvarları birlikte değerlendirilir (Şekil 2.9). Sine modda mitral kapak hareketleri ve ventrikül fonksiyonlarının izlenmesi mümkün olur (29).



Şekil 2.9. Sol ventrikülün horizontal uzun aks veya 4 oda görünümü

- Üç odacıklı görüntü;

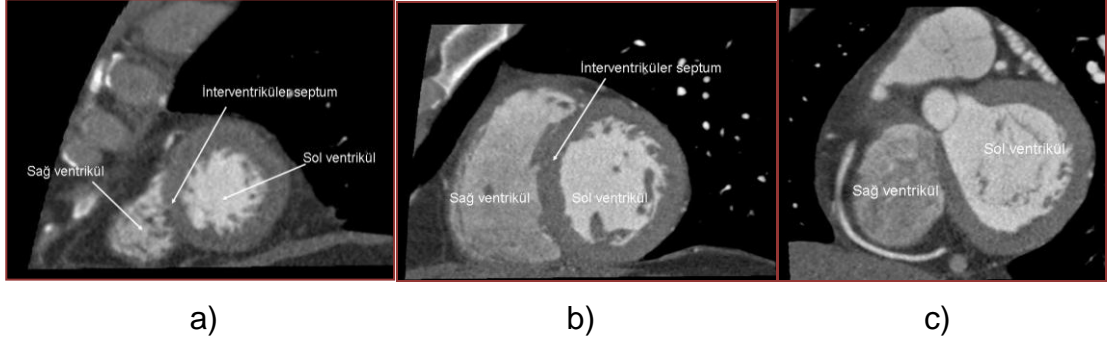
Oblik uzun aks görüntü olup sol ventrikül, atriyum ve aort kökü, mitral kapak ve aort kapağının birlikte değerlendirilebildiği görüntülerdir (Şekil 2.10). Sol ventrikül serbest (lateral) duvarından kaynaklanan posteromedial papiller kaslar bu kesitte daha iyi gösterilebilmektedir (29).



Şekil 2.10. Sol ventrikülün 3 oda görünümü

- Kısa aks (KA)

Toraksa göre göreceli oblik koronal planda elde edilen görüntülerdir. Mitral kapaktan apekse kadar kısa aks aksiyal görüntüler alınıp sol ventrikül miyokardının bazal, orta ve apikal kesimlerinin değerlendirilmesi sağlanır (Şekil 2.11). Sol ventrikül boyutunun ve miyokardiyal kasılmanın kolay değerlendirilmesine olanak sağlar (29).



Şekil 2.11. Sol ventrikülün kısa aks görünümü: a) apikal, b) midkardiyak ve c) bazal kesimlerde

#### 2.4.5. Görüntü Artefaktları

Kardiyak BT incelemenin ve yorumunun başarısını etkileyen önemli bir unsurdur.

Kardiyak BT incelemede görülen artefaktlar dört grupta toplanmıştır (68):

- Kalp ve solunum hareketlerine bağlı pulsasyon artefaktları
- Işın kuvvetlendirici (beam- hardening) artefaktlar
- Kontrast madde ile dolu komşu yapılar ve damarların neden olduğu yapısal artefaktlar
- Teknik hatalar ve sınırlılıklardan dolayı ortaya çıkan artefaktlar

Kalbin sürekli ve hızla hareket eden bir organ olması nedeni ile en yaygın artefakt kardiyak pulsasyona bağlı olarak görülür (61). Kalp hareketine bağlı artefaktlar kalp kenarlarında ve damarlarında basamaklanma artefaktına yol açar. Yüksek kalp hızlarında oluşur. Engellemek için kalp hızı düşürülmeli veya kalp hızı arttıkça temporal rezolüsyon da artırılmalıdır. Ayrıca uygun rekonstrüksiyon aralığı seçilerek basamaklanma artefaktı azaltılabilir. Taşikardi, aritmi, nefes tutmaya bağlı

gelişen kalp hızı değişiklikleri, uyumsuz pitch seçimi de görüntü kalitesini etkiler, hastanın işlemi sırasında nabzındaki ani değişikliklere bağlı bant artefaktları oluşur (29). Hastanın yetersiz nefes tutmasına bağlı olarak da basamaklanma artefaktı meydana gelir. Bu aksiyal görüntülemelerde fark edilemeyebilir. Koronal ve sagittal rekonstrükte görüntülerde ortaya çıkar. Kardiyak pulsasyon artefaktından farklı olarak göğüs duvarında da basamaklanma görülür. Bu artefaktı engellemek için görüntüleme süresi kısaltılmalı ve işlem öncesinde hastaya solunum egzersizleri yaptırılmalıdır. Solunum sıkıntısı olan hastalarda oksijen desteği de nefes tutma süresini uzatmaya yardımcı olmaktadır (70).

#### **2.4.6. Sol Ventrikül Fonksiyon Analizi**

Koroner BTA işlemi sonrasında elde edilen aksiyal görüntü serilerinden R-R intervalinin %0-100 arasında %10 aralıklarla 0,5-0,75 mm kesit kalınlığında multisegmenter rekonstrüksiyon yolu ile oluşturulan görüntüler iş istasyonuna gönderilir. İş istasyonunda mevcut yazılımlar kullanılarak, sol ventrikül fonksiyonları hesaplanabilir. Rekonstrüksiyon yapılan sistolik ve diyastolik faz aksiyal görüntülerden üç boyutlu yazılımlar ile kısa ve uzun aks kardiyak planlarda multiplanar reformat görüntüler elde edilir (Bkz. Şekil 2.7) (71).

Uzun aks oryantasyonu için sol ventrikül apeksinden mitral kapak ortasına uzanan interventriküler septuma paralel plan kullanılır. Aksiyal görüntülerde interventriküler septuma dikey olarak uzun aks multiplanar reformat planları oluşturulur. Uzun aks görüntülerden ise mitral kapağa paralel olarak basisten apekse kadar tüm sol ventrikülü içeren aralıksız ince kesit kısa aks görüntüler elde edilir (71).

Veri analizi için kullanılan iki yöntem; alan-uzunluk metodu ve Simpson metodudur (71).

- Alan – Uzunluk Metodu;

Uzun aks görüntülerde endokardiyal konturlar elle çizilerek alan (A) hesaplanır. Mitral kapaktan apekse kadar sol ventrikül uzunluğu (L) ölçülür.

$$V_{LA} = ( 8/3 ) \times ( A_2/ \Pi.L )$$

Formülü ile sol ventrikül hacmi diyastol sonu ve sistol sonu için ayrı ayrı ölçülür.

- Simpson Metodu;

Sol ventrikül kavitesinin görüldüğü tüm kısa aks görüntülerde endokardiyal konturlar çizilerek planimetrik yazılımlarla analiz yapılır. Papiller kaslar ventrikül kavitesinin içinde kabul edilir. Sol ventrikül hacmi, her bir kesitteki alanların ( $A_N$ ) ve kesit kalınlığının ( $S$ ) kullanıldığı aşağıdaki formül ile hesaplanır (71).

$$V_{SA} = \sum A_N \times S$$

#### **2.4.7. Kardiyak BTA Endikasyonları Ve Kontrendikasyonları**

Koroner kateter anjiyografi yapılan vakaların %20'si normal olarak değerlendirilmektedir. Yapılan anjiyografilerin ise ancak 1/ 3'ünde girişimsel tedaviye yönelik işlemler yapılmaktadır. Negatif tahmin değerinin yüksek olması klinisyenlerin, invaziv bir girişimi gerektirecek kesin bir kanıt bulamadıkları vakalarda koroner BT anjiyografiyi tercih etmelerine neden olmaktadır (72).

Konvansiyonel kateter anjiyografi koroner arter lümenini değerlendirmede altın standarttır. En önemli avantajı yüksek uzaysal rezolüsyon ile birlikte girişimsel prosedürlere de imkân tanınmasıdır. Bununla birlikte az da olsa mortalite ve morbidite riskinin bulunması, yalnızca luminal bilgi vermesi, erken gelişen pozitif remodellinge bağlı duvar değişikliklerini göstermemesi dezavantajları arasında sayılabilir (68).

Koroner BTA ise kateter anjiyografiye göre daha üstün damar duvarı ve luminal bilgi vermekte, koroner anatomi ve varyasyonları daha iyi göstermektedir. Eşzamanlı elde edilen volümetrik veriler ile üç boyutlu incelemeler ve fonksiyonel değerlendirmeler yapılabilmektedir (72).

Mortalite ve morbidite riskleri çok çok düşüktür. Son teknolojik gelişmeler ışığında radyasyon dozu giderek azalmakta, temporal ve uzaysal çözünürlük değerleri, görüntü kalitesi giderek artmaktadır. Böylece aşağıda belirtilen çoğu endikasyonda altın standart olma yolunda ilerlemektedir (72).

- Endikasyonları (29, 46);
  - Aterosklerotik plakların tespiti ve karakterizasyonu

- Koroner arter stenozunun tanı ve derecelendirilmesi
- Koroner arter anomalilerinin değerlendirilmesi
- Atipik göğüs ağrısı olan hastalar
- Klinikle uyumsuz ya da şüpheli stres test sonuçları
- Stres testi sonucu pozitif çıkan düşük riskli hastalar
- Hafif-orta derece koroner kalsiyum skoru olan semptomatik hastalar
- Stent açıklığının değerlendirilmesi
- Bypass greft değerlendirilmesi
- Miyokardiyal köprüleşme tanısı
- Konvansiyonel anjiyografi yapılmasına olanak olmayan hastalar
- Koroner arter ve aort diseksiyonları
- Koroner arter fistülleri

Bu hastalarda kardiyak fonksiyonlar da ek bir işlem, tarama, ek kontrast madde uygulaması ve radyasyona maruziyet olmaksızın elde edilen ham veriler kullanılarak rekonstrüksiyon metodları ile hesaplanabilmektedir.

➤ Kontrendikasyonları (63, 68);

- Bilinen kontrast madde alerjisi
- Böbrek fonksiyon bozukluğu ( serum kreatinin  $>1,5$  mg/dl)
- Gebelik
- Solunum sıkıntısı
- Genel durum bozukluğunda, koroner BTA kontrendikedir.

Aşağıda belirtilen durumlarda ise, kardiyak BTA önerilmemektedir;

- ✓ Kalp hızı yüksek hastalarda beta blokör kullanımının kontrendike olduğu durumlar (EF'nin % 30'un altında olması, bronşiyal astım, Raynoud sendromu, atriyoventrikuler iletim bloğu)
- ✓ Kalsiyum skoru  $>800$
- ✓ Kalp hızı  $> 90$  atım/dak
- ✓ Morbid obez hastalarda görüntüler çok gürültülü olacağından koroner BTA tetkiki optimal olmadığından önerilmemektedir.

#### **2.4.8. Hasta Seçimi ve Hazırlığı**

Hasta randevu almak için geldiğinde; tetkike uygunluk açısından iyice sorgulanmalı, kontrendike durumların varlığında başka yöntemlere yönlendirilmelidir.

Nabızı yüksek olan hastalarda (>70) beta blokör için herhangi bir kontrendikasyon yoksa tetkikten üç gün önce 50/100 mg 1x1 oral beta blokör (metoprolol) verilmelidir (68).

Tetkik öncesinde en az dört saatlik açlık gereklidir. Hasta masaya alınmadan önce mesanenin boşaltılması da daha konforlu bir çekim yapılmasına katkı sağlar. Miksiyon ihtiyacı varlığında nabızda yükselme görülebilir (73). Antekübital yoldan 18-20 gauge kanül ile damar yolu açılmalıdır. Kontrast madde enjeksiyonu sırasında vücuda yayılan sıcaklık hissi ve ağızda kötü tat oluşabileceği konusunda hasta bilgilendirilmeli ve endişe etmemesi gerektiği söylenilmelidir. Çekim kalitesini artırmak için hastaya nefes tutma egzersizleri yaptırılmalıdır (73).

Artefaksız bir EKG trasesi elde edebilmek için elektrotlar uygun yerleştirilmelidir. Artefaktları engellemek için elektrotlar mümkün olduğunca kemik çıkıntıları üzerine yerleştirilmeli ve sağ ele de toprak elektrodu bağlanmalıdır. Monitorizasyondan sonra kalp hızı 70 ve üzerinde olan hastalara IV yoldan 5 mg beta blokör yavaş olarak tatbik edilir.

Maksimum 20 mg doza kadar çıkılabilir. Beta blokörlerin kontrendike olduğu, astım, AV blok, kalp yetmezliği, diyabet, Raynoud sendromu gibi durumlarda kalsiyum kanal blokörleri kullanılabilir. Beta blokörlere bağlı bradikardi, hipotansiyon, kardiyak output azalması, bronkospazm, pulmoner ödem ve hipoglisemi gibi yan etkiler ortaya çıkabilir (68).

Son aşamada tetkikten 1-2 dakika önce koroner arterleri genişletmek amacı ile sublingual iki puf nitrogliserin sprey ya da tablet kullanılır. Ancak bunun refleks taşikardiye yol açabileceği göz önünde bulundurulmalıdır (68). Çekim boyunca hastanın hareketsiz kalması ve nefesini tutması konusunda telkinde bulunulmalıdır (72).

#### **2.4.9. Çekim Tekniği**

Kırk yaş ve üzeri hastalarda koroner BTA öncesinde kalsiyum skorlama yapılarak tanısal duyarlılık artırılabilir. Rutin çekimlerde tarama planı karinanın 1 cm altından kalp tabanına kadar olan yaklaşık 12 cm'lik mesafeyi içermelidir. Rekonstrüksiyon için yumuşak doku filtresi (30F) kullanılmalıdır. Stent değerlendirilmesi yapılacak hastalarda daha keskin filtre kullanılabilir. kV artırılıp kesit kalınlığı azaltılabilir. Pitch 0,20-0,40 arasında olmalıdır. Rekonstrüksiyon intervali 0,5-1 mm yapılabilir. Kontrast madde 3,5-6 ml/sn hızla otomatik enjektör kullanılarak verilmelidir. 80-100 ml, yüksek konsantrasyonlu noniyonik kontrast madde kullanılır. Kontrast sonrası da 25-30 ml SF verilir (72). Çekim sonrasında hasta en az 15-20 dk. gözlem altında tutulmalıdır. Kontrast maddenin vücuttan atılımını hızlandırmak ve toksik etkilerini azaltmak için bol su içmesi hastaya önerilir. Birkaç saat süre ile araba kullanmak gibi dikkat gerektiren faaliyetlerden kaçınması tavsiye edilir (68).

#### **2.4.10. Kontrast Madde Uygulaması ve Dozu**

Kardiyak BTA işleminde koroner arterlerin seyri boyunca yeterli ve uygun homojen kontrastlanmayı sağlamak önemlidir. Kontrast madde otomatik enjektör ile 3,5-6 ml/sn hızla 90-100 ml uygulanır (73). Uygun hız ve zamanlama ile kontrast verilmesi görüntü kalitesini artıran oldukça önemli bir faktördür. Enjektördeki hava dikkatlice boşaltılmalıdır. Kontrast madde sonrası verilen SF (serum fizyolojik) sağ kalp boşluklarında kontrast madde yoğunluğunu azaltıp buna bağlı olarak ışın güçlendirici artefaktları önler (68).

Kontrast maddenin zamanlamasını ayarlamak için kullanılan zamanlama teknikleri; sabit gecikme tekniği, test bolus tekniği, bolus tracking tekniğidir. İyi bir teknikle sol ventrikül ve koroner arterlerde yüksek kontrastlanma, sağ ventrikül ve pulmoner arterlerde düşük yoğunluk sağlanmalıdır. Yine koroner venler de kontrast madde ile dolum göstermemiş olmalıdır.

Sabit gecikme tekniğinde kontrast madde enjeksiyonu bittikten sonra SF verilmesi ile eş zamanlı olarak görüntüleme başlar. Bu gecikme süresi yaklaşık 17-18 sn olup vücut yapısı ve kalp hızına bağlı olarak değişebilir.

Test bolus tekniğinde ise çıkan aortadan sabit bir seviyeden kesit alınırken az miktarda kontrast madde verilerek kontrast yoğunluğunun artış azalış eğrisi ortaya çıkarılır. Bu eğrideki pik dansite değerinden çekim başlama zamanı belirlenir (68).

En sık kullanılan bolus tracking yönteminde ise çıkan aortadaki kontrastlanma, koroner arterlere giden kontrastı gösterdiği için çıkan aortaya region of interest (ROI) yerleştirilir ve kontrast madde önceden belirlenen eşik HU değerine ulaştığında görüntüleme başlar (68). Kontrast madde kullanımı sonrası aşağıda belirtilen çeşitli toksik durumlar ortaya çıkabilir (68).

- Nefrotoksisite; serum kreatinin düzeyi çekim öncesine göre %25-33 artarsa akut tubuler nekroz geliştiğinin göstergesidir. Altta yatan böbrek yetmezliği, insulin bağımlı diabet, fazla miktarda kontrast kullanımı ve dehidratasyon durumlarında akut tubuler nekroz gelişme riski fazladır.
- Doza bağımlı olarak kontrast madde trombosit agregasyonunu inhibe edici ve antikoagulan etkilere sahip olabilir.
- Alerjik reaksiyonlar;
- Dispne, hipotansiyon ve bilinç kaybı gibi ciddi reaksiyonlar gelişebilir.
- İdiosenkratek reaksiyonlar; atopik kişilerde meydana gelen ürtiker, larengeal ödem, kardiyojenik şok gibi durumlardır.
- Kemotaktik reaksiyonlar; bulantı, kusma, aritmi, pulmoner ödem, şok gibi bulgulardır.

## **2.5. 3D EKO**

### **2.5.1. 3D EKO'nun Üstünlükleri**

Son yıllarda 3D EKO görüntülemelerde gelişmeler sol ventrikül hacim değerlendirilmesinde 2 boyutlu görüntülerden kaynaklanan çoğu sınırlamaların önüne geçmiş ve ölçümlerin doğruluğunda belirgin gelişme sağlamıştır. 3D EKO kardiyak fonksiyon değerlendirilmesinde dinamik hacimsel bilgi sağlar. 3D EKO geometrik tahmin ve görüntü planı

yerleştirilmesinden kaynaklanan hataları elimine etmesi nedeniyle 2D EKO'nun apikal biplan summasyon yönteminden üstündür (74).

Sol ventrikül hacim ölçümünde 3D EKO'nun 2D EKO'dan üstünlüğü çeşitli faktörlere bağlıdır:

2D EKO'da hacim ölçümleri, geometrik varsayımlara dayanmaktadır ve 2D 'den 3D hesaplamak için formüller (örneğin Simpsons yöntemi) kullanılmaktadır.

3D hacim hesaplamasında, tüm kalp yapısı dikkate alınır ve herhangi geometrik bir varsayım gerekmez. Ayrıca, 2D EKO'da hacim tahminini etkileyen görüntüyü olduğundan küçük gösterme sorunu 3D EKO'da oluşmaz (75, 76).

Yine de daha önceki çalışmalarda tanımlandığı gibi 3D EKO'da veriler genelde 2 boyutludur, çünkü 3D verilerden elde edilen 2D düzlemlerde endokardiyal konturların belirlenip model bazlı sol ventrikül hacim hesaplamaları yapılmaktadır (77).

3D EKO'nun 2D EKO'dan üstünlüğü sağ ve sol ventrikül, perikardiyal efüzyon, intrakardiyak kitleler, defektler ve endokardiyal yüzeylerin değerlendirilmesinde de geçerlidir (78).

Ayrıca 3D EKO ile hesaplanan hacim ve kütleler diğer tüm altın standart yöntemler ile oldukça yüksek korelasyon göstermektedir (79-81).

3D EKO ile hesaplanan sol ventrikül hacimlerinin, kardiyak MRG ile karşılaştırıldığında düşük olduğu bildirilmiştir. Bu fark birçok sebebe bağlıdır (82).

Birincisi, hastaların çoğunda mevcut 3D sistemlerinin uzaysal ve kontrast çözünürlüğü endokardiyal trabekülün uygun görünümü için yeterli değildir. Trabeküller miyokard ile beraber sayılınca MRG daha küçük kavite hacmi vermektedir, bu nedenle klinik yaklaşım trabekülleri hacme dâhil etmektir. Basit hesaplamalar, endokardiyal sınırlarda küçük (yaklaşık 1 mm) artışın hacim tahmininde önemli (yaklaşık % 10) bir değişikliğe neden olduğunu göstermektedir. Trabeküllerin zayıf görünümünü telafi etmek için deneyimli araştırmacılar sol ventrikül boşluğuna mümkün olduğunca fazla endokardiyal trabeküller dâhil edip endokardiyal sınırları mümkün olduğunca

dıştan çizmek eğilimindedir. İkincisi, MR'da bazal kısa eksen kesitlerin hesaplamaya dâhil edilmesi hacim tahminini önemli ölçüde etkileyebilir. Miyokard tarafından en az% 50 oranında çevrili olan tüm sol ventrikül kavite kesitlerini hesaplamaya dâhil etmek kabul gören görüştür. Bu nedenle 3D EKO ile karşılaştırıldığında, MRG bazlı hacim ölçümleri, daha büyük olmaktadır (83).

3D EKO'da hacim ölçümleri elle işaretlemeye bağlı olduğundan zaman alıcıdır ve sonuç olarak o kadar kullanılmaz. Bu nedenle, geçerli hacim ölçüm araçları, otomatik 3 boyutlu yüzey algılama algoritmalarına dayanır. Otomatikleştirilmiş araçlar aşağıdaki gereksinimleri yerine getirmelidir: Yüksek doğruluk, verimlilik, tekrarlanabilirlik ve güvenilirlik (84).

Günümüzde bu araçlar bir kaç dakika içinde yarı otomatik 3D tabanlı diyastol sonu hacim, sistol sonu hacim ve ejeksiyon fraksiyonu ölçümleri sağlar (85).

3D EKO ölçümleri 2D EKO'dan daha fazla tekrarlanabilir özellikte olup ve hatta MRG kadar tekrarlanabilirdir (86, 87).

### **2.5.2 3D EKO ile Sol Ventrikül Değerlendirmesinin Sınırlılıkları**

Günümüzdeki 3D Ekokardiyografik görüntüler, çoğu 2D görüntülemeye göre daha düşük bir kare hızı ile elde edildiğinden görüntü kalitesi düşüktür. MRG'in referans değerleri ve genellikle mükemmel tekrarlanabilirlik ile yüksek korelasyonuna rağmen, çalışmalar 3D EKO'nun sol ventrikül hacimlerini önemli ölçüde düşük tahmin ettiğini bildirmiştir. Tek merkezli çalışmalarda düşük tahmin edilen miktarın birkaç mililitreden ölçümlerin % 30'u arasında değişiklik gösterdiği bildirilmiştir (88).

Çok merkezli bir çalışmada bu hatanın sebepleri olarak 3D EKO'nun uzaysal çözünürlüğünün miyokard ve endokardiyal trabekülleri ayırt etmek için yeterince yüksek olmadığı ve sıklıkla miyokard duvarı içine dâhil edilmeyen endokardiyal trabeküllerin kavite boyutunu düşük tahmin etmesine neden olduğu gösterilmiştir (82).

## GEREÇ VE YÖNTEM

### 3.1. Hasta seçimi

Haziran 2010 ile Ekim 2011 tarihleri arasında tedavi altında, koroner arter hastalığı ya da miyokardiyal hasar düşünülen Radyoloji AD'na ÇKBT ile anjiyografik değerlendirilme amacıyla gönderilen hastaların sonuçları incelenmiştir. Koroner by-pass greft cerrahisi yapılan, atriyal fibrilasyonu veya diğer kardiyak aritmileri olan, iyotlu kontrast maddeye karşı allerjisi olanlar, böbrek fonksiyon testleri bozuk olanlar (serum kreatinin değeri > 1.5 mg/dl), gebelik veya laktasyonda olanlar ve 15 sn nefes tutamayanlar çalışmaya alınmadılar.

Çalışmaya dâhil edilme kriterleri:

- ✓ 18 yaş üstü
- ✓ Koroner bypass greft veya herhangi bir kardiyak cerrahi uygulanmamış olması
- ✓ Kalp yetmezliği bulgularının olmaması
- ✓ Kalp ritminin düzenli olması

Çalışmaya 53 hasta dâhil edildi. 17 hasta 3D EKO verilerinin değerlendirme açısından yetersiz olması nedeniyle çalışmaya dâhil edilmedi. Çalışmaya toplam 36 hasta (26 erkek, 10 kadın) alındı. Olguların en küçüğü 19 yaşında, en büyüğü 72 yaşında olup, yaş ortalaması  $45 \pm 13$  yaş idi.

Koroner BTA uygulanan tüm hastalara aynı gün içerisinde kardiyoloji polikliniğinde EKO işlemi gerçekleştirildi. Çalışma öncesi kurumun etik kurul onayı alındı. Tüm hastalara herhangi bir işlem yapılmadan işlemler ayrıntılı anlatıldı ve yazılı onamları alındı. İşlem öncesi üre, kreatinin seviyeleri, BT anjiyografi işlemi için mutlak veya göreceli kontrendikasyonlar kontrol edildi.

### 3.2. KARDİYAK ÇKBT

#### 3.2.1. Görüntüleme Protokolü

Tüm olgulara GATA Radyoloji Ana Bilim Dalı Bilgisayarlı Tomografi ünitesinde kardiyak ÇKBT işlemi gerçekleştirilmiştir. İşlemler 64 dedektörlü Toshiba Aquilion sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Toshiba Medical

Systems, Otawara, Japonya). Cihazın teknik parametreleri aşağıdaki şekildedir:

- Dedektör kolimasyonu: 64 x 0,5 mm
- Gantry rotasyon süresi: 400 ms
- Etkin tüp akımı: hastanın boyutlarına bağlı olarak 400 mA veya 500 mA
- Voltaj: 120 kV

Pitch kalp hızına göre cihaz tarafından otomatik olarak ayarlandı. Görüntüler retrospektif EKG tetikleme kullanılarak elde edildi. Hastaların işlem öncesinde 4 saat aç kalması istendi. Hastalara işlem masasına alınmadan önce nefes tutma egzersizleri yaptırıldı. Kontrast madde enjeksiyonuna bağlı vücutta sıcaklık hissi yayılabileceği ve nefes tutmasının önemine ilişkin uyarılarda bulunularak her zaman aynı ölçüde nefes tutması söylendi. Tetkik öncesinde antekübital venlerden 20 G intravenöz damar yolu açıldı, EKG bağlanarak kalp hızları ve ritimleri kontrol edildi.

Hastalar supin pozisyonda kalp gantrynin merkezinde olacak şekilde masanın sağına doğru yatırıldı. EKG monitorizasyonu yapıldı. Kollar baş üstünde yerleştirilerek EKG kabloları tarama alanı dışına doğru alındı. Kalp hızı 70'in üzerinde olan 7 olguya olası bir kontrendikasyon durumu sorgulanıp dışlanarak IV 5 mg/5ml beta blokör üç doza kadar uygulandı.

Tüm BT taramaları kraniyokaudal yönde yapılmıştır. Görüntüler nefes aldırılıp tutturularak alınmıştır. Skenogram alınmasını takiben çıkan aorta düzeyinden geçen bir kesit alınarak bolus izleme yöntemi (SureStart, Toshiba Medical Systems) ile ROI asendan aortaya yerleştirildi. Yüksek iyot konsantrasyonu olan noniyonik kontrast maddeler kullanılarak daha çok sağ ön kol venlerinden önce 90 cc kontrast madde ve arkasından 40 cc salin (%0,9 izotonik NaCl çözeltisi) 4-5 mL/s akım hızında çift başlı pompa enjektör (Stellant D; Medrad, Indianola, IA) ile bolus tarzında verilmiştir. Kontrast madde dansitesi çıkan aortada ROI 120 HU eşik değere ulaştıktan altı saniye sonra veri toplanmaya başlanmıştır. Tetkik süresi yaklaşık 6-7 saniye idi.

Olguların işlem sırasında aldıkları radyasyon miktarı yaklaşık 15-20 msv arasında hesaplanmıştır. Tüm kardiyak BT anjiyografi tetkikleri komplikasyonsuz olarak tamamlanmıştır.

### **3.2.2. İşlem Sonrası Yeniden Yapılandırma**

Elde edilen ham veri 512x512 piksellik bir matrikste, kesit kalınlığı 0,5 mm, yeniden yapılandırma artışı 0,3 mm olacak şekilde 20 ayrı fazda R-R aralığınının tümü boyunca %5 basamaklarla yeniden yapılandırılmıştır. Kalbin 4 oda, 2 oda ve kısa aks planlarındaki %0-%95 fazlardaki sine görüntüleri değerlendirilmiştir.

Vitre@2 Version 4.1 işlem sonrası çalışma istasyonu (Vital Images, Plymouth, Minnesota, ABD) kullanılarak çok düzlemler görüntüleri yeniden oluşturulmuştur. Kardiyak işlevsel analiz yazılımı (CFA software, Vital Images) kullanılarak endokardiyal konturlar otomatik olarak belirlenmiştir. Sol ventrikül uzun aksında düzeltmeler yapılarak mitral kapak ve apeks arasındaki sol ventrikül alanı işaretlenip yeniden hesaplamalar yapılmıştır. Kalp siklusu süresince elde edilmiş 20 faz incelenerek sistol sonu (ES) ve diyastol sonu (ED) fazlar kontrol edilerek düzeltmeleri yapılmıştır. Hatalı çizimler elle düzeltilmiştir. Papiller kaslar sol ventrikül boşluğuna dâhil olarak kabul edilmiştir.

### **3.2.3. Olguların Klinik ve Radyolojik Bulguları**

KAH şüphesi ve/veya takibi için ÇKBT koroner anjiyografi uygulanan 36 hasta değerlendirilmiştir. 11 olgu asemptomatik olup, 10 olguda atipik şikâyetler, 8 olguda göğüs ağrısı ve 7 olguda çarpıntı şikâyeti mevcut idi.

BTA sonuçlarına göre 19 olguda koroner damarlarda aterosklerotik hastalık saptanmıştır. Bu hastaların 13'ünde birden fazla koroner arterlerde darlıklar izlenmiş olup, 6 hastada darlık düzeyleri orta ve kritik seviyede idi. 2 olguda koroner stent mevcut olup, patent olarak değerlendirildi. 17 olguda koroner aterosklerotik hastalık saptanmamış olup, 7 olguda miyokardiyal köprüleşme ve 1 olguda hipertrofik kardiyomiyopati bulguları saptanmıştır. Asemptomatik 11 olgunun 5'inde koroner aterosklerotik hastalık saptandı. Tüm olguların 10'unda miyokardiyal köprüleşme saptandı.

### 3.3. Ekokardiyografi

Aynı gün içerisinde kardiyoloji kliniğinde transtorasik ekokardiyografi ile sol ventrikülün apikal görüntüleri elde edilmiştir. Sol ventrikül opasifikasyonu kullanılmamıştır. Sol ventrikül fonksiyon ve hacimleri modifiye Simpson yöntemi kullanılarak kardiyak ÇKBT sonuçlarını bilmeyen deneyimli kardiyolog tarafından hesaplandı. 3 boyutlu transtorasik ekokardiyografik probu bulunan Philips IE33 (Andover, USA) cihazı çalışmada kullanıldı. Hastaların 3 boyutlu ekokardiyografik görüntüleri cihaz üzerinde bulunan “full volume” özelliği aktive edilerek sol yan pozisyonda EKG bağlanarak ve solunum görüntü alma anında durdurularak alındı. Alınan görüntüler cihaz üzerinden dvd disklerle dicom formatından kaydedildi. Görüntülerin incelenmesinde yine Philips firmasına ait ticari bir yazılım olan ve ayrı bir bilgisayarda bulunan QLAB yazılımının 6.0 versiyonu kullanıldı. Her hastaya ait “full volume” görüntü bu yazılımla açıldıktan sonra hacim ölçümüne olanak veren “3DQ ADVANCED” modülü aktive edildi. En geniş sol ventrikül hacmini sağlayacak X, Y ve Z eksen düzeltmeleri bu modülde yapıldı. Hacim ölçümüne görsel olarak sol ventrikülün en geniş olduğu diyastol sonu görüntülerden başlandı. Yazılımın referans olarak aldığı septum, lateral, anterior ve inferior duvarların bazal segment ve apikal bölge işaretleri yine yazılımın otomatik olarak sağladığı 4 oda ve 2 oda görüntülerinden konuldu. Sistol sonu hacim yine görsel olarak sol ventrikülün en küçük olduğu görüntüden aynı yöntemle belirlendi. Yazılım tarafından kullanılan işaretler yolu ile oluşturulan sol ventrikül 3 boyutlu hacim modellemesindeki endokardiyal sınırlara ait hatalar görüntünün oynatılması ile belirlendi ve elle düzeltildi. Düzeltme X, Y ve Z ekseninde yapıldı. Sonuçta elde edilen 3 boyutlu modelin segmenter analizi yine yazılım ile otomatik olarak yapıldı ve sol ventrikül hacimleri belirlendi.

### **İstatistik Analizler:**

Tüm istatistiksel analizler SPSS 15.0 (SPSS, Chicago, İllinois) ve MedCalc (Broekstraat 52, 9030 Mariakerke, Belgium) istatistik paket programı ile değerlendirildi.

Kardiyak ÇKBT ve 3D EKO ile elde edilen sol ventrikül fonksiyonel parametrelerinin tanımlanmasında minimum, maksimum, ortanca, ortalama ve standart sapma değerleri hesaplandı. Her iki yöntem ile yapılan ölçümler arasındaki ortalamaların karşılaştırılmasında bağımlı gruplarda Student *t* testi kullanıldı. Kardiyak BT ile elde edilen sonuçlar, altın standart kabul edildi. Sözkonusu veriler arası korelasyonun incelenmesinde Pearson korelasyon testi, güvenilirliğin incelenmesinde Intraclass Correlation Coefficient (ICC) testi kullanıldı. Yöntemler arasındaki hata ve uyumluluk dereceleri için Bland-Altman analizi kullanıldı (21). Anlamlılık sınırı olarak  $p < 0.05$  değeri kabul edilmiştir.

## BULGULAR

Her iki yöntemle elde edilen sol ventrikül fonksiyonel parametrelerinden ESV, EDV, EF, SV verileri değerlendirildi (Tablo 4.1 ).

Tablo 4.1. Olguların her iki yöntem ile hesaplanan sol ventrikül fonksiyon parametreleri

OLGULAR	EF %		EDV ml		ESV ml		SV ml	
	3DEKO	ÇKBT	3D EKO	ÇKBT	3D EKO	ÇKBT	3D EKO	ÇKBT
1	57,2	65	116,2	158	49,7	56	66,5	102
2	67,4	74	71,2	111	23,2	29	48	82
3	53	71	59,8	116	28,1	34	31,7	82
4	68,3	66	67,6	102	21,4	35	46,1	67
5	52,4	66	45,6	80	21,7	27	23,9	53
6	62	65	89,6	124	34,1	44	55,5	80
7	55,9	66	87,1	136	38,4	46	48,7	90
8	67,6	79	69,2	107	22,4	23	46,8	84
9	62,8	72	74,3	107	27,7	30	46,6	77
10	40,8	67	58,3	114	34,5	38	23,8	76
11	69,9	67	94,6	126	28,4	42	66,2	84
12	59,7	66	74,4	135	30	46	44,4	89
13	61,2	63	67,9	123	26,3	46	41,6	77
14	59,3	70	70,2	80	28,6	24	41,6	56
15	64,6	68	86,8	156	30,7	50	56,1	106
16	58	67	94	172	35,8	57	49,4	115
17	58,3	81	29,7	80	12	15	16,8	65
18	51,3	64	69	108	33,6	39	35,4	69
19	58,1	63	58,6	112	24,6	41	34,1	71
20	66,3	70	52,9	100	17,8	30	35	70
21	59	52	119,3	159	49	76	70,4	83
22	59,9	55	60,5	147	23,8	66	35,6	81
23	57,6	72	63,7	112	25,5	31	34,6	81
24	72,5	68	64,3	135	17,7	43	46,6	92
25	60,2	52	64,1	115	25,5	55	38,5	60
26	69,4	64	84,4	140	25,8	51	58,6	89
27	62,8	61	70,7	136	26,3	53	44,4	83
28	56,1	70	99,7	169	43,8	51	55,9	118
29	62,1	67	53,5	96	20,3	32	33,2	64
30	52,1	71	68,5	117	32,8	34	35,7	83
31	71,8	59	110,1	165	31,1	67	79	98
32	48,6	77	43,6	79	22,4	18	21,2	61
33	51,8	69	71,5	131	34,4	40	37,1	91
34	56,5	69	57,1	87	24,8	27	32,2	60
35	58,7	55	87,3	152	36,1	68	51,2	84
36	60,1	69	53,3	112	21,2	35	32	77

#### 4.1. Yaş, Boy, Kilo İstatistikleri

Çalışmaya katılan toplam 36 hastanın (26 erkek, 10 kadın) yaş ortalaması  $45\pm 13$  yıl idi. Hastaların boy ortalamaları  $171\pm 8,5$  cm ve kilo ortalaması  $77\pm 12$  kg idi. Hastaların yaş, boy, kilo dağılımları Tablo 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Çalışmaya katılanların bazı özelliklerine göre dağılımı

DEĞİŞKEN	SAYI	ORTALAMA	STANDART SAPMA	ORTANCA	MİNİMUM	MAKSİMUM
YAŞ	36	45,3	13,2	45,0	19	72
BOY	36	171,0	8,6	170,5	155	187
KİLO	36	77,0	12,4	75,0	55	105

Student *t* testi ile her iki yöntemle elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ( $p<0.05$ ). Elde edilen değerler Tablo 4.3'de gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Her iki yöntem ile elde edilen ölçümler arasındaki ortalamaların karşılaştırılmasında bağımlı gruplarda Student *t* testi

	ORTALAMA $\pm$ SS	P
ÇKBTEDV -3DEKOEDV	(122,0 $\pm$ 26,0) – (72,5 $\pm$ 20)	<0,001
ÇKBTESV -3DEKOESV	(41,6 $\pm$ 14,5) – (28,6 $\pm$ 8,2)	<0,001
ÇKBTSV -3DEKOSV	(80,5 $\pm$ 15) – (43,4 $\pm$ 14)	<0,001
ÇKBTEF -3DEKOEf	(66,6 $\pm$ 6,5) - (59,8 $\pm$ 6,8)	<0,001

#### 4.2. Diyastol Sonu Hacim (EDV)

Kardiyak ÇKBT ile elde edilen ortalama EDV değerleri  $122,0\pm 26,0$  ml, 3D EKO ile elde edilen ortalama EDV değerleri ise  $72,5\pm 20,0$  ml'dir. ÇKBT ve 3D EKO'ya ait EDV değerleri arasında pozitif yönde, güçlü düzeyde ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptandı ( $r = 0.810$ ,  $p<0.001$ ). Intra Class Coefficient (İCC) katsayısına göre güvenilirliği iyi düzeyde saptandı ( $R= 0,877$ ). Hastaların her iki yöntem ile hesaplanan EDV değerleri ve birbirileri ile korelasyon değerleri Tablo 4.4 ve 4.5'de gösterilmiştir.

Tablo 4.4. ÇKBT ve 3D EKO'ya ait EDV değerleri

DEĞİŞKEN	SAYI	MİNİMUM	MAKSİMUM	ORTANCA	ORTALAMA	STANDART SAPMA
ÇKBT	36	79,0	172,0	116,5	122,0	26,0
3DEKO	36	30,0	119,0	69,0	72,5	20,0

Tablo 4.5. ÇKBT EDV için ICC ve Pearson Korelasyon değerleri

ÇKBT EDV (122,0±26,0)				
	ort±SS	R	r	p
3D EKO	72,5±20	0,877	0,810	<0,001

### 4.3. Sistol Sonu Hacim (ESV)

Kardiyak ÇKBT ile elde edilen ortalama ESV değerleri; 41,6±14,5 ml, 3D EKO ile elde edilen ortalama ESV değerleri ise 28,6±8,2 ml'dir. ÇKBT ve 3D EKO'ya ait ESV değerleri arasında pozitif yönde, orta düzeyde ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptandı ( $r = 0,612$   $p < 0,001$ ). Intra Class Coefficient (ICC) katsayısına göre güvenilirliği orta düzeyde saptandı ( $R = 0,689$ ). Hastaların her iki yöntem ile hesaplanan ESV değerleri ve birbirileri ile korelasyon değerleri Tablo 4.6 ve 4.7'de gösterilmiştir.

Tablo 4.6. ÇKBT ve 3D EKO'ya ait ESV değerleri

DEĞİŞKEN	SAYI	MİNİMUM	MAKSİMUM	ORTANCA	ORTALAMA	STANDART SAPMA
ÇKBT	36	15,0	76,0	40,5	41,6	14,5
3DEKO	36	12,0	49,7	27,0	28,6	8,2

Tablo 4.7. ÇKBT ESV için ICC ve Pearson Korelasyon değerleri

ÇKBT ESV(41,6±14,5)				
	ort±SS	R	r	p
3D EKO	28,6±8,2	0,689	0,612	<0,001

#### 4.4. Atım Hacmi (SV)

Kardiyak ÇKBT ile elde edilen ortalama SV değerleri;  $80,5 \pm 15,0$  ml, 3D EKO ile elde edilen ortalama SV değerleri ise  $43,4 \pm 14,0$  ml'dir. ÇKBT ve 3D EKO'ya ait SV değerleri arasında pozitif yönde, orta düzeyde ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon ( $r = 0.625$   $p < 0.001$ ) saptandı. Intra Class Coefficient (İCC) katsayısına göre güvenilirliği iyi düzeyde saptandı ( $R = 0,768$ ). Hastaların her iki yöntem ile hesaplanan SV değerleri ve birbirileri ile korelasyon değerleri Tablo 4.8 ve 4.9'de gösterilmiştir.

Tablo 4.8. ÇKBT ve 3D EKO'ya ait SV değerleri

DEĞİŞKEN	SAYI	MİNİMUM	MAKSİMUM	ORTANCA	ORTALAMA	STANDART SAPMA
ÇKBT	36	53,0	118,0	81,5	80,5	15,0
3DEKO	36	16,8	79,0	43,0	43,4	14,0

Tablo 4.9. ÇKBT SV için ICC ve Pearson Korelasyon değerleri

ÇKBT SV( $80,5 \pm 15$ )				
	ort $\pm$ SS	R	r	p
3D EKO	$43,4 \pm 14$	0,768	0.625	0,000

#### 4.5. Ejeksiyon Fraksiyonu (EF)

Kardiyak ÇKBT ile elde edilen ortalama EF değerleri; %  $66,6 \pm 6,5$ , 3D EKO ile elde edilen ortalama EF değerleri ise %  $59,8 \pm 6,8$  olup, ÇKBT ile 3D EKO arasında EF değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmadı ( $r = -0.084$ ,  $p = 0,625$ ). Intra Class Coefficient (İCC) katsayısına göre güvenilirliği zayıf düzeyde saptandı ( $R = -0.184$ ). Hastaların her iki yöntem ile hesaplanan EF değerleri ve birbirileri ile korelasyon değerleri Tablo 4.10 ve 4.11'de gösterilmiştir.

Tablo 4.10. ÇKBT ve 3D EKO'ya ait EF değerleri

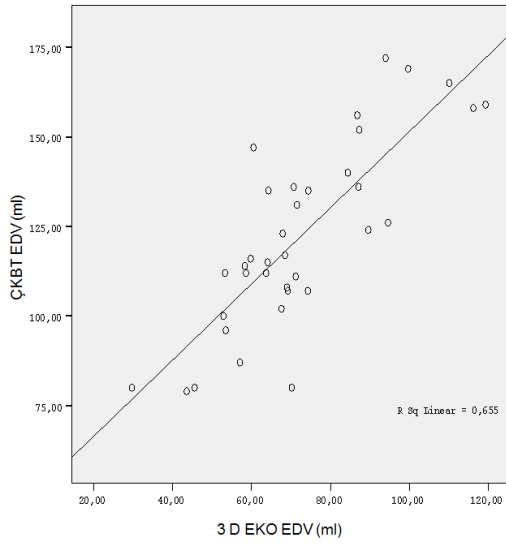
DEĞİŞKEN	SAYI	MİNİMUM	MAKSİMUM	ORTANCA	ORTALAMA	STANDART SAPMA
ÇKBT EF	36	52,0	81,0	116,5	66,7	6,6
3DEKO EF	36	40,0	72,0	59,5	59,8	6,8

Tablo 4.11. ÇKBT EF için ICC ve Pearson Korelasyon değerleri

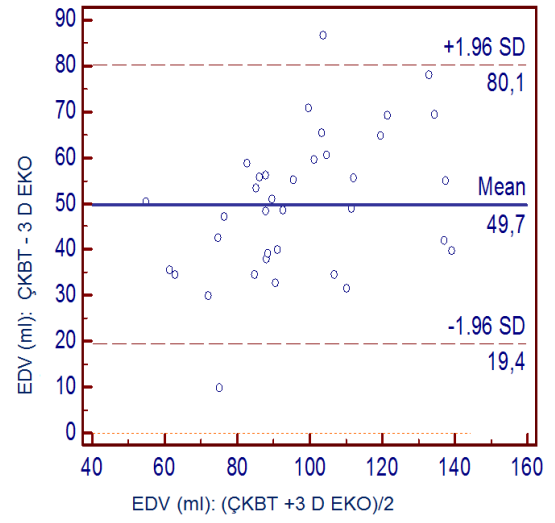
ÇKBT EF (66,7±6,6)				
	ort±SS	R	r	p
3D EKO EF	59,8±6,8	-0,184	-0,084	0,625

Bland-Altman analizlerinde ise, tüm fonksiyonel parametrelerin her iki modalite için sistemik hata ve uyumları belirlenerek grafikler ile gösterildi (21). İki metodun farkları ve ortalamaları hesaplandı. Bland-Altman grafiğine göre yöntemler arasındaki farkın ölçülen değişkene ait değerlerin miktarı ile değişkenlik gösterme durumu da değerlendirilmektedir (21). Farkların  $X \pm 2SS$  aralığı uyum sınırları olarak kabul edildi. Farkları sıfıra yakın olan, uyum sınırları en dar olup, uyum sınırları içinde dağılımları homojen olan metotlar arasında yüksek uyum ve en az hata olduğu kabul edildi. Ayrıca ölçülen değişkenlere ait artan değerler ile iki yöntem ile ölçülen farkın değişkenliği değerlendirildi.

İki ayrı yöntem ile ölçülen EDV değerleri arasında pozitif yönde, güçlü düzeyde ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptanırken Bland-Altman'a göre bu uyumun ölçülen EDV değerinin büyüklüğü ile ilişkili olmadığı görülmüştür (Şekil 4.1).



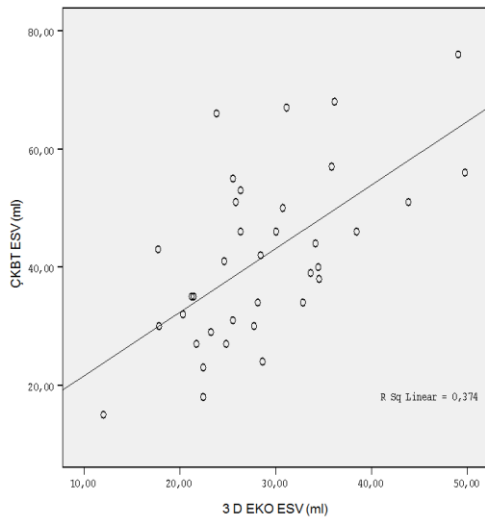
(a)



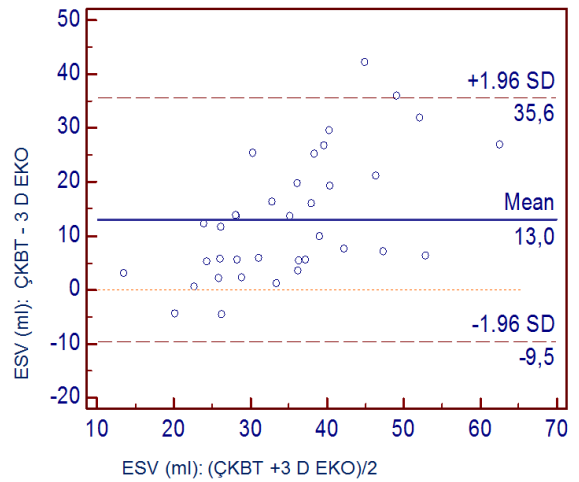
(b)

Şekil 4.1. EDV değerleri için Pearson korelasyonu (a) ve Bland-Altman analizi (b) (21)

İki ayrı yöntem ile ölçülen ESV değerleri arasında pozitif yönde, orta düzeyde ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptanmış olup, Bland-Altman'a göre düşük ESV değerlerinde uyumun daha yüksek olduğu görülmüştür (Şekil 4.2).



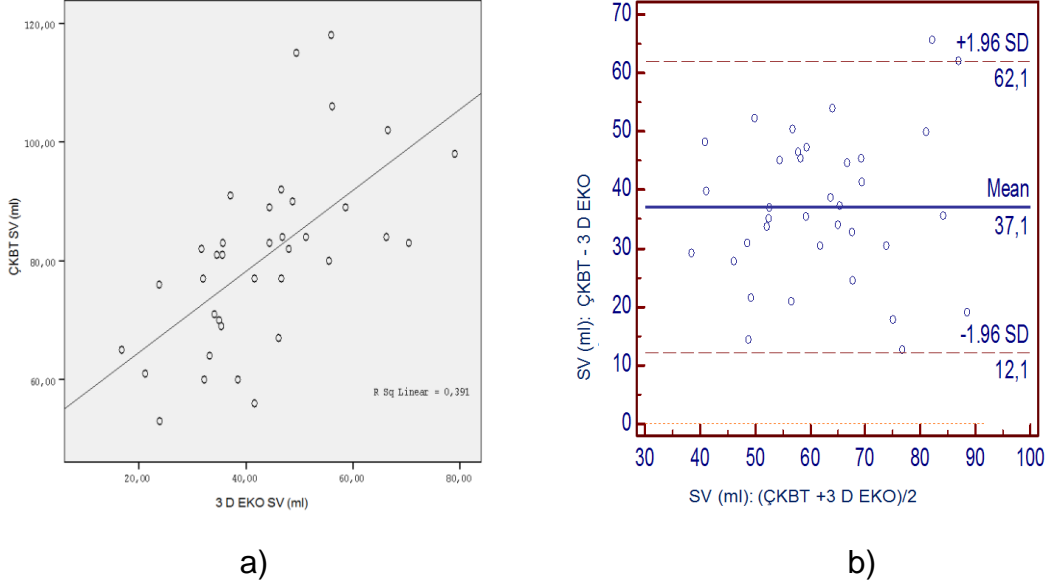
a)



b)

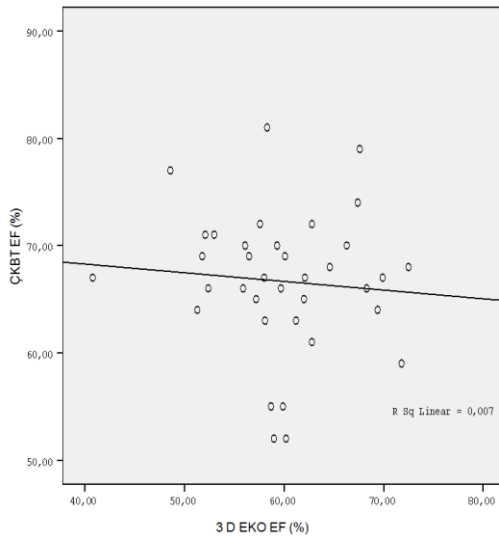
Şekil 4.2. ESV değerleri için Pearson korelasyonu (a) ve Bland-Altman analizi (b) (21)

İki ayrı yöntem ile ölçülen SV değerleri arasında pozitif yönde, orta düzeyde ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptanırken Bland-Altman'a göre bu uyumun ölçülen SV değerinin büyüklüğü ile ilişkili olmadığı görülmüştür (Şekil 4.3).

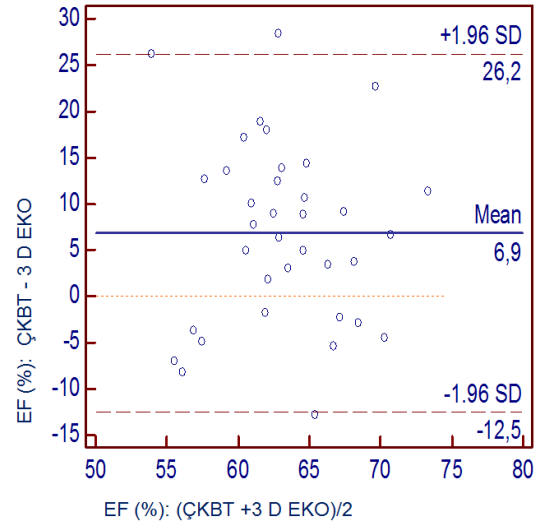


Şekil 4.3. SV değerleri için Pearson korelasyonu (a) ve Bland-Altman analizi (b) (21)

İki ayrı yöntem ile ölçülen EF değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmazken ( $p>0,05$ ), Bland-Altman'a göre bu uyumsuzluğun ölçülen EF değerinin büyüklüğü ile ilişkili olmadığı görülmüştür (Şekil 4.4).



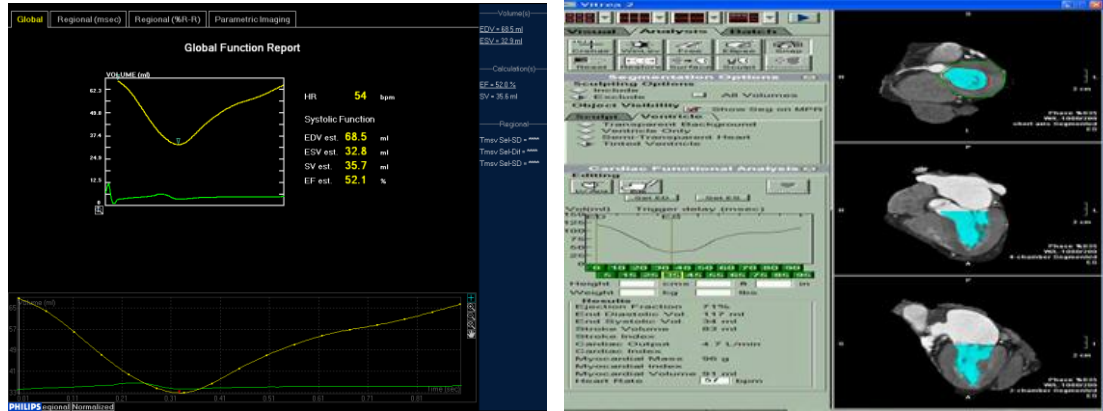
a)



b)

Şekil 4.4. EF değerleri için Pearson korelasyonu (a) ve Bland-Altman analizi (b) (21).

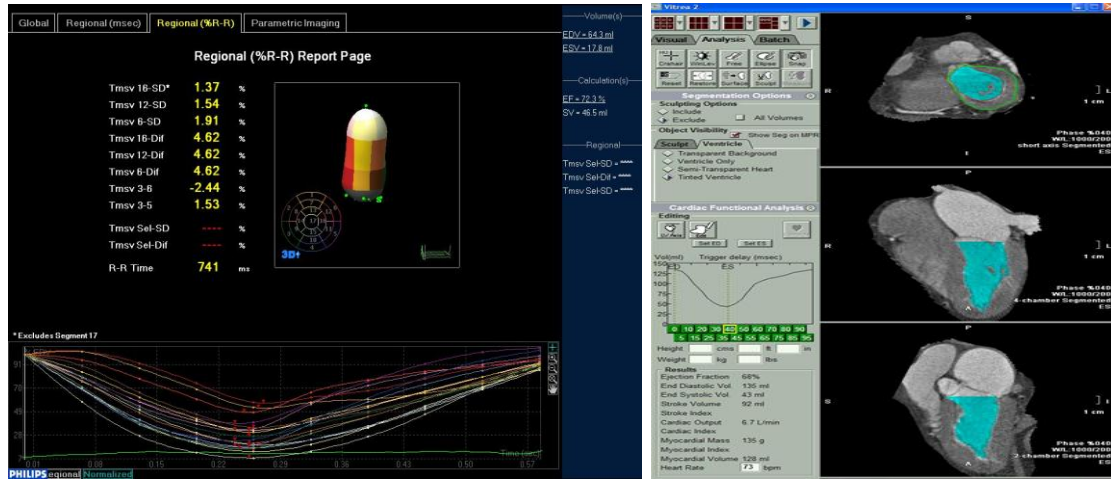
## Olgu Örnekleri



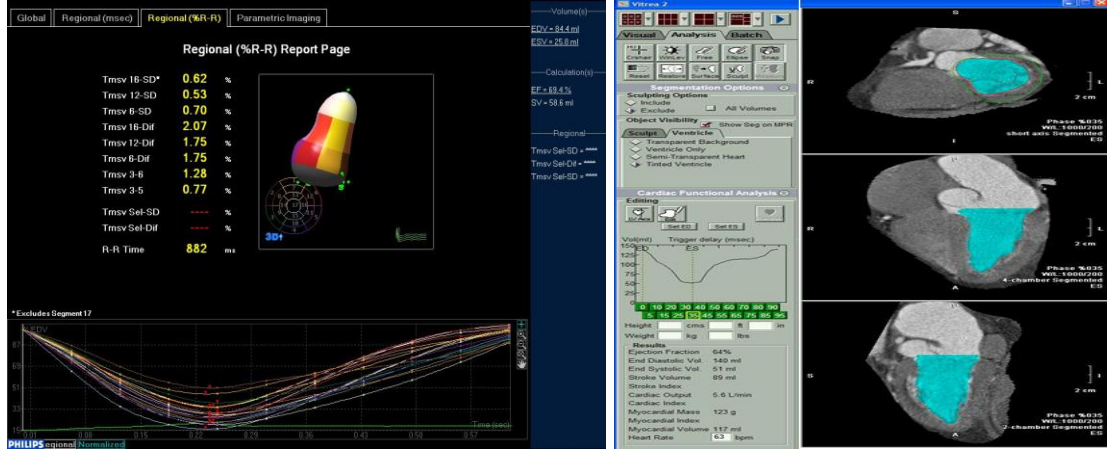
Şekil 4.5. 59 yaşında bayan hasta. KAH ön tanısı ile yapılan koroner ÇKBT'de koroner arterlerde aterosklerotik plak formasyonları izlendi. ÇKBT ve 3D EKO ile yapılan sol ventrikül fonksiyon ölçümlerinde anlamlı farklılık saptandı. Sırasıyla EF %71/%52, EDV 117ml/68 ml, ESV 34 ml/33 ml, SV 83 ml/35 ml ölçüldü.



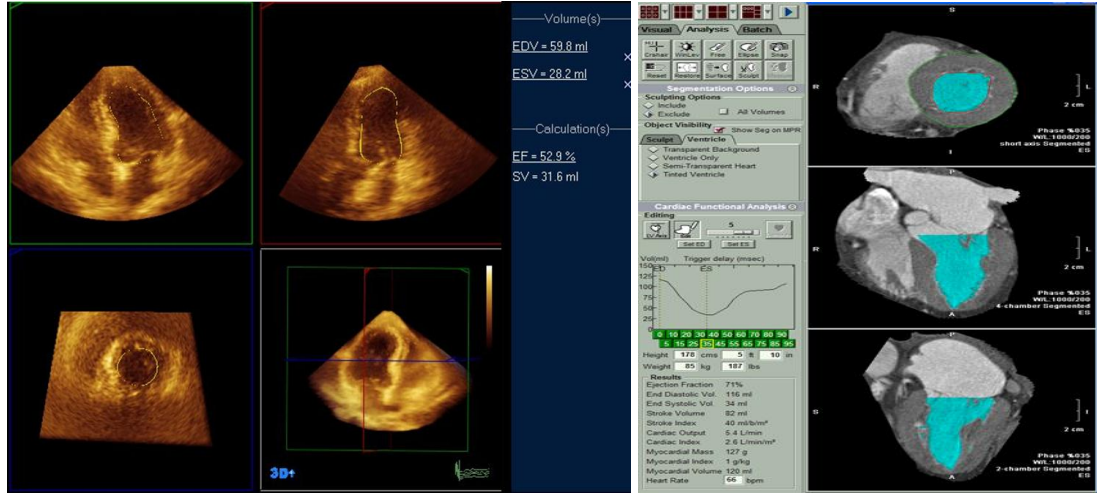
Şekil 4.6. 39 yaşında bayan hasta. KAH ön tanısı ile yapılan koroner ÇKBT'de koroner arterlerde aterosklerotik plak formasyonları izlenmedi. ÇKBT ve 3D EKO ile yapılan sol ventrikül fonksiyon ölçümlerinde anlamlı farklılık saptandı. Sırasıyla EF %69/%56, EDV 87 ml/ 57 ml, ESV 27 ml/ 24 ml, SV 60 ml/32 ml ölçüldü.



Şekil 4.7. 34 yaşında erkek hasta. KAH ön tanısı ile yapılan koroner ÇKBT'de koroner arterlerde aterosklerotik plak formasyonları izlendi. ÇKBT ve 3D EKO ile yapılan sol ventrikül fonksiyon ölçümlerinde anlamlı farklılık saptandı. Sırasıyla EF %68/ %72, EDV 135 ml/ 64 ml, ESV 43 ml/17 ml, SV 92 ml/47 ml ölçüldü.



Şekil 4.8. 37 yaşında erkek hasta. KAH ön tanısı ile yapılan koroner ÇKBT'de koroner arterlerde aterosklerotik plak formasyonları izlendi. ÇKBT ve 3D EKO ile yapılan sol ventrikül fonksiyon ölçümlerinde anlamlı farklılık saptandı. Sırasıyla EF %64/ %69, EDV 140 ml/ 84 ml, ESV 51 ml/26 ml, SV 89 ml/58 ml ölçüldü.



Şekil 4.9. 43 yaşında erkek hasta. KAH ön tanısı ile yapılan koroner ÇKBT'de koroner arterlerde aterosklerotik plak formasyonları izlenmedi. ÇKBT ve 3D EKO ile yapılan sol ventrikül fonksiyon ölçümlerinde anlamlı farklılık saptandı. Sırasıyla EF %71/ %53, EDV 116 ml/ 60 ml, ESV 34 ml/28 ml, SV 82 ml/32 ml ölçüldü.

## TARTIŞMA

Koroner arter hastalıklarında (KAH) morbidite ve mortalite tahmininde ventriküler hacimlerin kantitatif değerlendirilmesi önemlidir. Bu nedenle sol ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi KAH'da klinik tanı, tedavi kararı ve takipte gereklidir (71).

Sol ventrikül fonksiyonel değerlendirilmesinde birçok değişik noninvaziv yöntemler kullanılmaktadır: EKO, radyonüklid ventrikülografi, EKG tetiklemeli SPECT, MRG ve ÇKBT bunlardan biridir. Sintigrafik incelemelerde düşük uzaysal ve zamansal çözünürlük, bu yöntemlerin sınırlılıklarıdır (71).

Sol ventrikül boyutlarının ve fonksiyonlarının değerlendirilmesinde klinik pratikte en yaygın kullanılan görüntüleme yöntemi ekokardiyografidir. Ekokardiyografi, güvenilir, kolay ulaşılabilir ve uygulanabilir, nispeten ucuz bir yöntemdir. Konvansiyonel 2D EKO'nun görsel yorumu kullanıcının deneyimine bağlıdır. 2D EKO'da görsel yorum veya kantitatif değerlendirme spesifik kesitsel düzlemler nedeniyle kardiyak anatomi ve fonksiyon hakkında kısmi bilgi sağlamaktadır (89).

2D EKO görüntüyü olduğundan küçük gösterme (apikal foreshortening) ve doğru olmayan geometrik modelleme ile sol ventrikül boyut ve fonksiyon ölçümlerinde hatalı sonuçlar vermektedir. Bu yöntemin yetersizliği 2D EKO ile kardiyak MRG arasında karşılaştırma yapılmış bazı yayınlarda gösterilmiştir (76, 90, 91, 92).

Son yıllarda 3D EKO görüntülemeindeki gelişmeler sol ventrikül hacim değerlendirilmesinde 2D görüntülemeden kaynaklanan çoğu sınırlamaları çözmüş ve ölçümlerde belirgin doğruluk sağlamıştır. Yine de 3D EKO verilerin analizi 2D görüntülerden 3D veriler elde edilerek endokardiyal konturların tespit edilip model bazlı geometrik hesaplamalarına dayanmaktadır (89).

Bazı araştırmacılar bu yöntemin doğruluğunu belirtse de (93), bazıları asimetrik ventrikül yapısı ve duvar hareket anomalilerinde sınırlılıklarını yayınlamışlardır (94).

Günümüzde kardiyak MRG tüm düzlemlerde mükemmel yumuşak doku ayırımı, geometrik ve uzaysal çözünürlük ile görüntü elde etmeyi sağlayarak yüksek doğruluk ve tekrarlanabilirlik ile kantitatif ölçümler yapabilmektedir. Kısa aks görüntüleri kolay uygulanabilir ve kardiyak BT'de olduğu gibi zaman alıcı reformasyonlar gerekli değildir (71).

Sol ventrikül fonksiyon ve hacim ölçümünde ÇKBT kullanımı radyasyon maruziyeti tehlikesi ve kontrast madde enjeksiyonu riski nedeniyle sınırlıdır (95).

ÇKBT'de daha çok fonksiyonel değerlendirme endikasyonları, özellikle EKO görüntüleri yetersiz sayılan ve MRG uygulama kontrendikasyonları (pacemakeri olan vs.) bulunan koroner arter anatomisi değerlendirilmesi için ÇKBT uygulanan hastalardır (96).

Çalışmamızda ÇKBT ve 3D EKO ile hesaplanan sol ventrikül fonksiyonel parametrelerinin birbirileri ile korelasyon ve uyum oranları karşılaştırılmıştır. Korelasyon ve güvenilirlik analizlerinde her iki yöntem ile hesaplanan EDV değerleri arasında iyi, ESV ve SV değerleri arasında ise orta düzeyde korelasyon bulundu. Her iki yöntemle hesaplanan EF değerleri arasında ise korelasyon saptanmadı. Yöntemler arasındaki hata ve uyumluluk dereceleri için Bland-Altman analizi (21) kullanılmış olup, aradaki uyumun ölçülen fonksiyonel değerlerin büyüklüğü ile ilişkili olmadığı görülmüştür. 3D EKO ile hacim ölçümleri ÇKBT ile ölçülenlerden belirgin olarak düşük tespit edildi. Elde edilen fonksiyonel parametrelerin ortalamalarının farkları EDV'de 49,7 ml, ESV'de 13 ml, SV'de 37,1 ml olarak bulundu.

Daha önce yapılan çalışmalarda sol ventrikül fonksiyonel parametrelerinin hesaplanmasında değişik yöntemler arasında uyumun iyi olduğunu gösteren yaygın yayınlar ile birlikte farklılıkların olduğunu da gösteren bazı yayınlar mevcuttur.

Victor Mor-Avi ve arkadaşlarının yaptığı 4 merkezli çalışmada (82) 92 hastaya kardiyak MRG ve 3D EKO uygulanmıştır. Sol ventrikül hacim ölçümlerinde iki yöntem arasında güçlü korelasyon saptanmış olup, 3D EKO ile sonuçların daha düşük tahmin edildiğini raporlamışlar. Buna sebep olarak

çoğu hastada 3D EKO ile miyokard ve trabeküller arasındaki ayırımın net yapılamadığı belirtilmiştir.

Blake I Gardner ve arkadaşları yaptığı çalışmada (97) 47 miyokard enfarktüsü geçirmiş hastayı sol ventrikül fonksiyon ölçümleri açısından kardiyak MRG ve 2D EKO ile incelemişler. Her iki yöntem ile yapılan hacim ölçümleri arasında orta düzeyde bir korelasyon saptanmış olup, EKO ile hacim tahminlerinin belirgin derecede düşük tespit edildiği belirtilmiştir.

Lissa Sugeng ve arkadaşları çalışmasında (88) sol ventrikül boyut ve fonksiyon ölçümü için 31 hastaya aynı gün içerisinde beta blokör kullanmadan 3D EKO, ÇKBT ve uzun aks kardiyak MRG uygulamışlar. 3D EKO ve ÇKBT ile elde edilen sonuçların EF değerleri dışında MRG ile güçlü korelasyon gösterdiği belirtilmiştir. ÇKBT'de MRG'e göre EDV ve ESV değerlerinin daha yüksek tahmin edildiği belirtilmiştir.

Nisha Mistry ve arkadaşları yaptığı çalışmada (98) son 3 ayda miyokard enfarktüsü geçirmiş ST dalga elevasyonlu 150 hastaya aynı gün içerisinde standart EKO, kontrastlı EKO, SPECT ve MRG uygulamışlar. Elde edilen sonuçlarda dört yöntem arasında EF değerleri açısından oldukça benzer sonuçlar saptanmış olsa da, EDV değerlerinin MRG'de belirgin yüksek çıktığı raporlanmıştır. Buna sebep farklı çizim yöntemleri ve görüntüleme prensipleri gösterilmiştir.

Çalışmamızdan elde edilen sol ventrikül sistolik fonksiyon değerleri hesaplamasında ÇKBT ve 3D EKO arasındaki belirgin farklılığın birçok nedeni düşünülmektedir.

3D EKO'nun endokardiyal sınırları zayıf olarak ayırt etmesi ve görüntüyü olduğundan düşük göstermesi hacim tahmininde azalmalara neden olmaktadır. Ayrıca endokardiyal sınırların operatöre bağlı olarak elle çizilmesi de subjektif olarak ölçümleri etkilemektedir (82).

Tipik olarak kardiyak döngünün 20 fazında yeniden yapılandırılmış reformat ÇKBT verilerinin göreceli olarak düşük zamansal çözünürlüğünün sol ventrikül hacimlerinin fazla tahminine neden olabileceği daha önce tanımlanmıştır (99).

Ayrıca geniş miktarda iyotlu kontrast maddenin hızlı enjeksiyonu sonucu önyük’de geçici değişiklikler ve negatif inotropik etki de olmuş olabilir (88). Kontrast maddenin pompa ile enjeksiyonuna cevap olarak kan basıncının akut değişikliği de dışlanamaz, çünkü arteriyel kan basıncı monitorizasyonu sürekli yapılmamıştır.

Diğer bir neden kullanılan beta blokörlerin sol ventrikül hacimlerini artırabileceğidir (88). Her ne kadar bu etkiyi azaltmak için tüm hastalara aynı gün içerisinde ve özellikle beta blokör uygulanan hastalara aynı saat içerisinde işlemler gerçekleştirilmiş olsa da bu neden dışlanamamaktadır.

Çalışmanın sınırlılıkları:

3D EKO tekniğinin sınırlılığı apikal görüntüleme kullanılması, tanjansiyel tarama planlarının dikkatsiz kullanımı, özellikle anterior ve apikal duvar hareket anormallikleri varlığında sol ventrikül hacim ölçümlerinde düşük tahmine neden olabilmektedir (58,100).

Altın standart olan MRG kullanılmaması çalışmanın sınırlılığıdır. Fakat sol ventrikül fonksiyon hesaplamalarında ÇKBT’nin MRG’e benzer sonuçlar verdiğini gösteren yayınlar (18-20) mevcut olup, özellikle MRG’nin kontrendike olduğu durumlarda ÇKBT kullanımı doğru ölçümler açısından avantaj sağlayabilir.

## SONUÇ

3D EKO'da hacim ölçümleri ÇKBT 'den klinik olarak anlamlı derecede düşük tahmin edilmektedir. Bu durum sol ventrikül hacim ölçümünde iki yöntemin güvenilirliğini etkilemektedir. Rutin kullanımda yaygın modalite olmasına rağmen EKO hacim tahminini olduğundan daha az gösterdiğinden tartışmalı hastalarda kesitsel yöntemler ile incelemenin daha uygun olacağını düşünmekteyiz. Altın standart olan MRG bu durumlarda tercih edilecek ilk yöntem olmasına rağmen, MRG'in kontrendike olduğu durumlarda ÇKBT'den de yararlanılabilir. ÇKBT'de endokardiyal sınır ayırımı iyi bir şekilde sağlanmasına rağmen radyasyon maruziyeti, yüksek konsantrasyonlu noniyonik kontrast madde kullanımı ve kalp hızı yüksek olanlarda beta blokör kullanım zorunluluğu sınırlılıklarıdır. Fakat koroner arter incelemesi için kardiyak ÇKBT uygulanan hastalarda ek bir radyasyon ve kontrast madde kullanımı gerekmeden, bilgisayar yazılımları ile sol ventrikül fonksiyon değerleri hesaplanabilir.

Sonuçta 3D EKO'un kolay erişilebilirliği, MRG'nin etkinliği yanında seçilmiş olgularda ÇKBT'in de iyi bir alternatif olduğunu söyleyebiliriz.

## KAYNAKLAR

### i. Dergi makalesi

2. Roberts, W.T., Bax, J.J., Davies, L.C., Cardiac CT and CT coronary angiography: Technology and application, *Heart* 2008;94:781–92.
3. Juergens, K.U., Grude, M., Maintz, D., Fallenberg, E.M., Wichter, T., Heindel, W. et al., Multi-detector row CT of left ventricular function with dedicated analysis software versus MR imaging: initial experience, *Radiology* 2004;230:403-410.
4. Mahnken, A.H., Spuentrup, E., Niethammer, M., Buecker, A., Boese, J., Wildberger, J.E. et al., Quantitative and qualitative assessment of left ventricular volume with ECG-gated multislice spiral CT: value of different image reconstruction algorithms in comparison to MRI, *Acta Radiol* 2003;44:604-611.
5. Mahnken, A.H., Koos, R., Katoh, M., Spuentrup, E., Busch, P., Wildberger, J.E. et al., Sixteen-slice spiral CT versus MR imaging for the assessment of left ventricular function in acute myocardial infarction, *Eur Radiol* 2005;15:714-720.
6. Dewey, M., Muller, M., Teige, F., Hamm, B., Evaluation of a semiautomatic software tool for left ventricular function analysis with 16-slice computed tomography, *Eur Radiol* 2006;16:25-31.
7. White, H.D., Norris, R.M., Brown, M.A., Brandt, P.W., Whitlock, R.M., Wild, C.J., Left ventricular end-systolic volume as the major determinant of survival after recovery from myocardial infarction, *Circulation* 1987;76:44–51.
8. Emond, M., Mock, M.B., Davis, K.B. et al., Longterm survival of medically treated patients in the Coronary Artery Surgery Study (CASS) Registry, *Circulation* 1994; 90: 2645–2657.

9. Hofmann, T., Meinertz, T., Kasper, W. et al., Mode of death in idiopathic dilated cardiomyopathy: a multivariate analysis of prognostic determinants, *Am Heart J* 1988; 116:1455–1463.
10. Plazzuoli, A., Cademartini, F., Geleijnse, M.L., Meijboom, B., Pugliese, F., Soliman, O. et al., Left ventricular remodelling and systolic function measurement with 64 multi-slice computed tomography versus second harmonic echocardiography in patients with coronary artery disease: A double blind study, *Eur J Radio* (2008) doi:10.1016/j.ejrad.2008.09.022.
11. Greenberg, S.B., Sandhu, S.K., Ventricular function, *Radiol Clin North Am* 1999; 37: 341–359.
12. Starling, M.R., Crawford, M.H., Sorensen, S.G., Levi, B., Richards, K.L., O'Rourke, R.A., Comparative accuracy of apical biplane crosssectional echocardiography and gated equilibrium radionuclide angiography for estimating left ventricular size and performance, *Circulation* 1981;63:1075–84.
13. Vourvouri, E.C., Poldermans, D., Bax, J.J., Sianos, G., Sozzi, F.B., Schinkel, A.F. et al., Evaluation of left ventricular function and volumes in patients with ischaemic cardiomyopathy: Gated single photon emission computed tomography versus two-dimensional echocardiography, *Eur J Nucl Med* 2001;28:1610–5.
14. Van der Wall, E.E., Vliegen, H.W., de Roos, A., Brusckhe, A.V., Magnetic resonance imaging in coronary artery disease, *Circulation* 1995;92:2723–39.
15. Arai, K. et al., Accuracy of measurement of left ventricular volume and ejection fraction by new real time three-dimensional echocardiography in patients with wall motion abnormalities secondary to myocardial infarction, *Am J Cardiol.* 2004; 94: 552-558.
16. Nikitin, N.P. et al., New generation 3 Dimensional Echocardiography for left ventricular volumetric and functional measurements: comparison with cardiac magnetic resonance, *Eur J Echocardiogr.* 2006; 7 : 365-372.

17. Keenan, N.G., Pennell, D.J., CMR of ventricular function, *Echocardiography*–93. 2007;24:185.
18. Mahnken, A.H., Spüntrup, E., Wildberger, J.E. et al., Quantification of cardiac function with multislice spiral CT using retrospective EKG-gating: comparison with MRI [in German], *Röfo* 2003; 175:83–88.
19. Juergens, K.U., Grude, M., Maintz, D. et al., Multi-detector row CT of left ventricular function with dedicated analysis software versus MR imaging: initial experience, *Radiology* 2004; 230:403–410.
20. Grude, M., Juergens, K.U., Wichter, T. et al., Evaluation of global left ventricular myocardial function with electrocardiogram-gated multidetector computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging, *Invest Radiol* 2003; 38:653–661.
21. Bland, J.M., Altman, D.G., Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement, *Lancet* 1986;1:307–10.
23. Duran, C., *Kardiyak Anatomi ve Tuzaklar*, 30. Ulusal Radyoloji Kongresi 4-9 Kasım 2009 Antalya/Türkiye.
27. Boxt, L.M., Rozenshtein, A., MR imaging of congenital heart disease, *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2003; 11:27-48.
29. O'Brien, J.P., Srichai, M.B., Hecht, E.M., Kim, D.C., Jacobs, J.E., Anatomy of the heart at multidetector CT: what the radiologist needs to know, *Radiographics* 2007; 27:1569-1582.
30. Sechtem, U., Tscholakoff, D., Higgins, C.B., MRI of the normal pericardium, *Radiology*. 1984 Feb;150 (2):469-74.
31. Levy-Ravetch, M., Auh, Y.H., Rubenstein, W.A., Whalen, J.P., Kazam, E., CT of the pericardial recesses, *AJR* 1985;144:707-714.
34. Schiller, N.B., Ejection fraction by echocardiography: The full monty or just a peep show?, *American Heart Journal*,2003; 146:380-382.
37. Palmieri, V., Dahlöf, B., DeQuattro, V. et al., Reliability of echocardiographic assessment of left ventricular structure and function:

- the PRESERVE study. Prospective Randomized Study Evaluating Regression of Ventricular Enlargement, *J Am Coll Cardiol*.1999 Nov.1;34(5):1625-32.
38. Dorland's Medical Dictionary for Health Consumers, © 2007 by Saunders, an imprint of Elsevier, Inc.
  39. Schlosser T., Pagonidis K., Herborn C.U. et al., Assessment of Left Ventricular Parameters Using 16-MDCT and New Software for Endocardial and Epicardial Border Delineation, *AJR* 2005;184:765–773.
  40. Bellenger, N.G., Burgess, M.Í., Ray, S.G. et al., Comparison of left ventricular ejection fraction and volumes in heart failure by echocardiography, radionuclide ventriculography and cardiovascular magnetic resonance. Are they interchangeable?, *Eur Heart J*. 2000;21 (16):1387-1396.
  41. Cranney, G.B., Lotan, C.S., Dean, L. et al., Left ventricular volume measurement using cardiac axis nuclear magnetic resonance imaging. Validation by calibrated ventricular angiography, *Circulation* 1990;82:154–163.
  42. Herrogods, M., De Paep, G., Bijmens, B. et al., Determination of left ventricular volume by two-dimensional echocardiography: comparison with magnetic resonance imaging, *Eur Heart J* 1994;15:1070–1073.
  43. Barkhausen, J., Goyen, M., Ruhm, S.G., Eggebrecht, H., Debatin, J.F., Ladd, M.E., Assessment of ventricular function with single breath-hold real-time steady-state free precession cine MR imaging, *AJR* 2002;178:731–735.
  44. Setser, R.M., Fischer, S.E., Lorenz, C.H., Quantification of left ventricular function with magnetic resonance images acquired in real time, *J Magn Reson Imaging* 2000; 12:430–438.
  45. Schalla, S., Nagel, E., Lehmkuhl, H. et al., Comparison of magnetic resonance realtime imaging of left ventricular function with conventional

magnetic resonance imaging and echocardiography, *Am J Cardiol* 2001; 87:95–99.

46. Duran, C. ve ark., Koroner Arterlerin Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi, *Türk Kardiyol Dern Arş.* 2006;34(8):515-526.
47. Williams, K.A., Taillon, L.A., Left ventricular function in patients with coronary artery disease assessed by gated tomographic myocardial perfusion images. Comparison with assessment by contrast ventriculography and first-pass radionuclide angiography, *J Am Coll Cardiol* 1996; 27:173.
48. Constantinesco, A., Mertz, L., Brunot, B., Myocardial perfusion and function imaging at rest with simultaneous thallium-201 and technetium-99m blood-pool dual-isotope gated SPECT, *J Nucl Med* 1997; 38:432.
49. Germano, G., Kiat, H., Kavanagh, P.B. et al., Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT, *J Nucl Med* 1995; 36:2138.
50. Chua, T., Kiat, H., Germano, G. et al., Gated technetium-99m sestamibi for simultaneous assessment of stress myocardial perfusion, postexercise regional ventricular function and myocardial viability. Correlation with echocardiography and rest thallium-201 scintigraphy, *J Am Coll Cardiol* 1994; 23:1107.
51. Danias, P.G., Ahlberg, A.W., Clark, B.A. et al. Combined assessment of myocardial perfusion and left ventricular function with exercise technetium-99m sestamibi gated single-photon emission computed tomography can differentiate between ischemic and nonischemic dilated cardiomyopathy, *Am J Cardiol* 1998; 82:1253.
52. Nichols, K., DePuey, E.G., Rozanski, A. et al., Image enhancement of severely hypoperfused myocardia for computation of tomographic ejection fraction, *J Nucl Med* 1997; 38:1411.
53. Manrique, A., Faraggi, M., Vera, P. et al., Tl-201 and Tc-99m MIBI gated SPECT in patients with large perfusion defects and left ventricular

- dysfunction: comparison with equilibrium radionuclide angiography, *J Nucl Med* 1999; 40:805– 809.
54. Schepis T., Gaemperli O., Koepfli P., Valenta I., Strobel K., Brunner A., Leschka S., Desbiolles L., Husmann L., Alkadhi H., Kaufmann P.A., Comparison of 64-Slice CT with Gated SPECT for Evaluation of Left Ventricular Function, *J Nucl Med* 2006; 47:1288–1294.
  55. Kuikka, J.T., Britton, K.E., Chengazi, V.U., Savolainen, S., Future developments in nuclear medicine instrumentation: A review, *Nucl Med Commun* 1998; 19:3.
  56. Schelbert, H.R., Verba, J.W., Johnson, A.D. et al., Nontraumatic determination of left ventricular ejection fraction by radionuclide angiocardiology, *Circulation* 1975; 51:902.
  57. Greenberg, B.H., Drew, D., Botvinick, E.H. et al., Evaluation of left ventricular performance by gated radionuclide angiography, *Clin Nucl Med* 1980; 5:245.
  58. Erbel, R., Schweizer, P., Lambertz, H. et al., Echocardiography: a simultaneous analysis of two-dimensional echocardiography and cineventriculography, *Circulation* 1983;67:205–215.
  59. Bommer, W., Chun, T., Kwan, L., Neumann, A., Mason D.T., Biplane apex echocardiography versus biplane cineangiography in the assessment of left ventricular volume and function: validation by direct measurements, *Am J Cardiol* 45: 471, 1980.
  60. Barrett, M.J., Jacobs, L., Gomberg, J., Horton, L., Meister, S.G., Simultaneous contrast two-dimensional echocardiography and contrast ventriculography: discrepancies in left ventricular volume, *Am J Cardiol* 47: 453, 1981.
  61. Mahesh, M., Cody, D.D., Physics of cardiac imaging with multiplexer detector CT, *Radiographics* 2007; 27: 1495-509.

62. Öncel, D., Öncel, G., Bilgisayarlı tomografi koroner anjiyografinin klinik uygulamaları, Türk Göğüs Kalp Damar Cerrahisi Dergisi, Ocak 2009, cilt 17, sayı 1:54-65.
63. Karabulut, N., Çok kesitli bilgisayarlı tomografi koroner anjiyografi: Genel ilkeler, teknik ve klinik uygulamalar, Anadolu Kardiyol Derg 2008; 8: Özel Sayı 1; 29-37.
65. Hsieh, J., Londt, J., Vass, M., Li, J., Tang, X., Orkerlund D., Step-and-shoot data acquisition and reconstruction for cardiac x-ray computed tomography, Med Phys 2006; 33:4236–4248.
66. Pannu, H.K., Flohr, T.G., Corl, F.M., Fishman, E.K., Current concepts in multidetector row CT evaluation of the coronary arteries: principles, techniques, and anatomy, Radiographics 2003; 23:S111-S125.
69. Karçaaltıncaba, M., Koroner BT Anjiyografide Teknik Yenilikler, 30. Ulusal Radyoloji Kongresi 4-9 Kasım 2009 Antalya/Türkiye.
70. Choi, H.S., Choi, B.W., Choe, K.O. et al., Pitfalls, Artifacts, and Remedies in Multi-Detector Row CT Coronary Angiography, RadioGraphics 2004; 24:787–800.
71. Juergens, K.U., Grude, M., Fallenberg, E.M., Opitz, C., Whicter, T., Heindel, W. et al., Using ECG-Gated Multidetector CT to Evaluate Global Left Ventricular Myocardial Function in Patients with Coronary Artery Disease, American Roentgen Ray Society AJR 2002;179:1545–1550.
72. Kantarcı, M., Yalçın, A., Koroner aterosklerozda ve patolojilerde BT anjiyografi, 30. Ulusal Radyoloji Kongresi 4-9 Kasım 2009 Antalya/Türkiye.
73. Elmalı, M., Kardiyak görüntüleme radyolojik yöntemler, hasta hazırlığı ve değerlendirme, 30. Ulusal Radyoloji Kongresi 4-9 Kasım 2009 Antalya/Türkiye.
74. Gopal, A.S., Keller, A.M., Rigling, R. et al., Left ventricular volume and endocardial surface area by three-dimensional echocardiography: comparison with two-dimensional echocardiography and nuclear

magnetic resonance imaging in normal subjects, *J Am Coll Cardiol* 1993;22: 258-70.

75. Jenkins, C., Moir, S., Chan, J. et al., Left ventricular volume measurement with echocardiography: a comparison of left ventricular opasification, three- dimensional echocardiography, or both with magnetic resonance imaging, *Eur Heart J.* 2009;30(1):98-106.
76. Jacobs, L.D., Salgo, Í.S., Goonewardena, S. et al., Rapid online quantification of left ventricular volume from realtime three- dimensional echocardiographic data, *Eur Heart J.* 2006;27 (4):460-468.
77. Sugeng, L., Weinert, L., Lang, R.M., Left ventricular assessment using real time three dimensional echocardiography, *Heart.* 2003;89(suppl 3):iii29 –iii36.
78. Gopal, A.S., Schnellbaecher, M.J., Shen, Z., Akinboboye, O.O., Sapin, P.M., King, D.L., Freehand Three- Dimensional Echocardiography for Measurement of Left Ventricular Mass: In Vivo Anatomic Validation using Explanted Human Hearts, *J Am Coll Cardiol* 1997; 30: 802-810.
79. Nosir, Y.F., Salustri, A., Kasprzak, J.D., Breburda, C.S., Ten Cate, F.J., Roelandt, J.R., Left Ventricular Ejection Fraction in Patients with Normal and Distorted Left Ventricular Shape by Three-Dimensional Echocardiographic Methods: A Comparison with Radionuclide Angiography, *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11: 620-630.
80. Lee, D., Fuisz, A.R., Fan, P.H., Hsu, T.L., Liu, C.P., Chiang, H.T., Real-Time 3-Dimensional Echocardiographic Evaluation of Left Ventricular Volume: Correlation with Magnetic Resonance Imaging - A Validation Study, *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14: 1001-1009.
81. Kühl, H.P., Franke, A., Janssens, U., Merx, M. et al., Three- Dimensional Echocardiographic Determination of Left Ventricular Volumes and Function by Multiplane Transesophageal Transducer: Dynamic In Vitro Validation and In Vivo Comparison with Angiography and Thermodilution, *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11: 1113-1124.

82. Mor-Avi, V. et al., Real-Time 3-Dimensional Echocardiographic Quantification of Left Ventricular Volumes Multicenter Study for Validation With Magnetic Resonance Imaging and Investigation of Sources of Error, *J Am Coll Cardiol Img* 2008;1:413–23.
84. Muraru, D., Badano, L.P., Piccoli, G. et al., Validation of a novel automated border detection algorithm for rapid and accurate quantitation of left ventricular volumes based on three-dimensional echocardiography, *Eur J Echocardiogr.* 2010;11:359- 68.
85. Hansegard, J., Urheim, S., Lunde, K. et al., Semiautomated quantification of left ventricular volumes and ejection fraction by real-time three-dimensional echocardiography. *Cardiovasc Ultrasound*, 2009;7:18.
86. Jenkins, C., Bricknell, K., Hanekom, L., Marwick, T.H., Reproducibility and accuracy of echocardiographic measurements of left ventricular parameters using real-time three dimensional echocardiography, *J Am Coll Cardiol.* 2004;44:878-886.
87. Pouleur, A.C., Le Polain W.J.B., Pasquet, A. et al., Assessment of left ventricular mass and volumes by three dimensional echocardiography in patients with or without wall motion abnormalities: comparison against cine magnetic resonance imaging, *Heart.* 2008;94 (8):1050-1057.
88. Sugeng L., Mor-Avi V., Weinert L. et al., Quantitative Assessment of Left Ventricular Size and Function: Side-by-Side Comparison of Real-Time Three-Dimensional Echocardiography and Computed Tomography With Magnetic Resonance Reference, *Circulation* 2006;114;654-661.
89. Corsi, C. et al., Volumetric Quantification of Global and Regional Left Ventricular Function From Real-Time Three-Dimensional Echocardiographic Images, *Circulation* 2005, 112:1161-1170.
90. Mor-Avi, V., Sugeng, L., Weinert, L., MacEneaney, P., Caiani, E.G., Koch, R., Salgo, I.S., Lang, R.M., Fast measurement of left ventricular mass with real-time three-dimensional echocardiography: comparison with magnetic resonance imaging, *Circulation.* 2004;110:1814 –1818.

91. Caiani, E.G., Corsi, C., Zamorano, J., Sugeng, L., MacEneaney, P., Weinert, L., Battani, R., Gutierrez, J.L., Koch, R., De Isla, L.P., Furlong, K., Mor-Avi, V., Lang, R.M., Improved semi-automated quantification of left ventricular volumes and ejection fraction using high-resolution real-time three-dimensional echocardiography: comparison with MRI, *J Am Soc Echocardiogr*, 2005; 18:779 –788.
92. Chuang, M.L., Hibberd, M.G., Salton, C.J., Beaudin, R.A., Riley, M.F., Parker, R.A., Douglas, P.S., Manning, W.J., Importance of imaging method over imaging modality in noninvasive determination of left ventricular volumes and ejection fraction: assessment by two- and three-dimensional echocardiography and magnetic resonance imaging, *J Am Coll Cardiol*. 2000;35: 477–484.
93. Buck, T., Schon, F., Baumgart, D., Leischik, R., Schappert, T., Kupferwasser, I., Meyer, J., Gorge, G., Haude, M., Erbel, R., Tomographic left ventricular volume determination in the presence of aneurysm by three-dimensional echocardiographic imaging, I: asymmetric model hearts, *J Am Soc Echocardiogr*. 1996;9:488 –500.
94. Wyatt, H.L., Meerbaum, S., Heng, M.K., Gueret, P., Corday, E., Cross-sectional echocardiography, III: analysis of mathematic models for quantifying volume of symmetric and asymmetric left ventricles, *Am Heart J*. 1980; 100:821– 828.
95. Raff, G.L., Gallagher, M.J., O'Neill, W.W., Goldstein, J.A., Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography, *J Am Coll Cardiol* 2005;46:552- 557.
96. Butler, J., Shapiro, M.D., Jassal, D.S., Neilan, T.G., Nichols, J., Ferencik, M. et al., Comparison of multidetector computed tomography and two-dimensional transthoracic echocardiography for left ventricular assessment in patients with heart failure, *Am J Cardiol* 2007;99:247-249.
97. Blake, I.G. et al., Cardiac magnetic resonance versus transthoracic echocardiography for the assessment of cardiac volumes and regional function after myocardial infarction: an intrasubject comparison using

simultaneous intrasubject recordings, Cardiovascular Ultrasound 2009, 7:38 doi:10.1186/1476-7120-7-38.

98. Mistry, N. et al., Assessment of left ventricular function with magnetic resonance imaging vs. echocardiography, contrast echocardiography, and single-photon emission computed tomography in patients with recent ST-elevation myocardial infarction, European Journal of Echocardiography (2010) 11, 793–800.
99. Salm, L.P., Schuijf, J.D., Lamb, H.J., Vliegen, H.W., Jukema, J.W., Joemai, R., Van der Wall E.E., Bax, J.J., Global and regional left ventricular function assessment with 16-detector row CT: comparison with echocardiography and cardiovascular magnetic resonance, Eur J Echocardiogr. 2005;7: 308–314.
100. Muller, S., Bartel, T., Katz, M.A., Pachinger, O., Erbel, R., Partial cut-off of the left ventricle: determinants and effects on volume parameters assessed by real-time 3-D echocardiography, Ultrasound Med Biol. 2003;29:25–30.

## **ii. Kitap**

1. Ross, R., The pathogenesis of atherosclerosis. In: Braunwald E, ed. Heart Disease. A Textbook of Cardiovascular Medicine, Philadelphia: Saunders, 1992:1106-22.
22. Stranding S., Gray's Anatomy, 33. baskı, Elsevier Ltd 2005.
24. Moore, K. L., Agur, A. M., Temel Klinik Anatomi, Çeviri: Elban, A., 2. Baskı Ankara: Güneş Kitabevi 2006.
26. Yıldırım, M., İnsan Anatomisi 2, 1. Baskı, İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri 2006.
33. La Vinter, G.O., Kardiyovasküler sistem normal fizyolojisi, 2002.
36. Jae, K. O., The Echo Manual , Çeviri: Kozan, Ö., 3. Baskı Ankara: Nobel Tıp Kitapevi 2009.

67. Oyar, O., Gülsoy, U., Tıbbi Görüntüleme Fiziği, 1.Baskı Ankara: Rekmay Ltd. Şti. 2003.
68. Kantarcı, M., Okur, A., MDBT Koroner Anjiyografi, 1.Baskı İstanbul: Aktif Yayınevi 2006.
83. Badano, L.P., Textbook of Real-Time Three Dimensional Echocardiography, © Springer-Verlag London Limited 2011; s: 9-24.

### **iii. Tez**

28. Hamcan, S., Kardiyovasküler Hastalıklarda Hız Kodlama Manyetik Rezonans Görüntülemenin Tanı Değeri, Radyoloji tezi, GATA Tıp Fakültesi, Ankara, 2010; 3-6.
64. Akgoz, A., Koroner Arter ve Bypass Greftlerin Çift Tüplü Çok Kesitli BT Anjiyografi ile Değerlendirilmesi ve Teknik Optimizasyonu, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2008.

### **iv. İnternet kaynakları**

25. <http://www.ahmetalpman.com/defkonuoku.asp?id=143> [25.11.2011]
32. <http://yazarlikyazilimi.meb.gov.tr/Materyal/afyon4/dolasimsistemi/kalp.htm> [25.11.2011]
35. <http://www.mayoclinic.com/health/ejection-fraction/AN00360> [25.11.2011]