

**T.C.**  
**SELÇUK ÜNİVERSİTESİ**  
**MERAM TIP FAKÜLTESİ**  
**RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**  
**Anabilim Dalı Başkanı**  
**PROF.DR. MEHMET EMİN SAKARYA**

**SOL VENTRİKÜL FONKSİYONLARININ (EF, EDV, ESV, SV, CO) VE MİYOKARD  
KÜTLESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİNDE KULLANILAN MULTİMODALİTELERİN  
(BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ, MR, EKOKARDİOGRAFİ) KARŞILAŞTIRILMASI**

**DR. BEDİA KARA**

**UZMANLIK TEZİ**

**Tez Danışmanı**  
**DOÇ. DR. YAHYA PAKSOY**

**KONYA**  
**2010**

# İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇİNDEKİLER.....	i
ÖZET .....	v
SUMMARY .....	vi
KISALTMALAR.....	vii
TABLOLAR.....	viii
ŞEKİLLER.....	ix
GRAFİKLER.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	2
2.1. Kalp ve Sol Ventrikül Anatomisi ve Fizyolojisi .....	2
2.2. Kalbin Elektrofizyolojisi .....	4
2.3. Sol Ventrikül Sistolik Fonksiyonları ve Klinik Önemi.....	4
2.4. Kardiyak Bilgisayarlı Tomografik Anjiyografi (BTA) .....	5
2.4.1. Kardiyak BTA Fizik Prensipleri .....	5
2.4.1.1. Zamansal Çözünürlük- Temporal rezolüsyon .....	5
2.4.1.2. Uzaysal Çözünürlük.....	9
2.4.1.3. Pitch .....	9
2.4.2. Radyasyon Dozu.....	10
2.4.3. Sine Görüntüleme .....	11

2.4.4. Kardiyak Görüntüleme Planları .....	11
2.4.5. Görüntü Artefaktları .....	12
2.4.6. Sol Ventrikül Fonksiyon Analizi .....	13
2.4.7. Kardiyak BTA Endikasyonları Ve Kontraendikasyonları .....	15
2.4.8. Hasta Seçimi ve Hazırlığı .....	17
2.4.9. Çekim Tekniği .....	18
2.4.10. Kontrast Madde Uygulaması ve Dozu .....	18
2.5. Kardiyak Magnetik Rezonans (MR) Görüntüleme .....	20
2.5.1. Kardiyak MR Endikasyonları .....	20
2.5.2. Hasta Hazırlığı .....	21
2.5.3. Kardiyak MR Uygulama Alanları .....	21
2.5.4. Puls Sekanslar .....	23
2.5.5. EKG Tetikleme Ve Sine Görüntüleme.....	26
2.5.6. Kardiyak Görüntüleme Planları .....	27
2.5.7. Kardiyak Görüntüleme Protokolü .....	29
2.5.8. Sol Ventrikül Fonksiyon Analizi .....	30
2.5.9. Kardiyak MR Artefaktları.....	31
2.6. Ekokardiografi (EKO) .....	33
2.6.1. M-mod EKO .....	34
2.6.2. 2D EKO.....	35
2.6.3. Sol Ventrikül Fonksiyonları.....	35

2.6.3.1. Hacim Hesapları.....	35
2.6.3.2. Ejeksiyon Fraksiyonu .....	36
2.6.3.3. Strok Volume- Atım Hacmi .....	36
2.6.3.4. Fraksiyonel Kısalma .....	37
2.6.3.5. Miyokard Kütlesi .....	37
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>38</b>
3.1 Çalışma Kapsamı .....	38
3.2 Kardiyak BT Görüntüleme Protokolü.....	38
3.3. Kardiyak BT Çalışma Metodu .....	39
3.4. Kardiyak MR Görüntüleme Protokolü. ....	39
3.5. Kardiyak MR Çalışma Metodu.....	40
3.6. İki Boyutlu EKO Görüntüleme Protokolü ve Çalışma Metodu .....	41
3.7. İstatistiksel Değerlendirme .....	42
<b>4.BULGULAR .....</b>	<b>43</b>
4.1. Hasta Popülasyonu .....	43
4.2. Ejeksiyon Faksiyonu.....	43
4.3. Endsistolik ve Enddiastolik Hacimler (ESV,EDV) .....	44
4.4. Stroke Volum (SV) ve Kardiyak Output (CO) .....	45
4.5. Miyokardial Kütle .....	47
4.6. BTveMR yazılımları ile sol ventrikül fonksiyonlarının hesaplama süresi	48

<b>5. TARTIŞMA ve SONUÇ .....</b>	<b>58</b>
<b>6. KAYNAKLAR.....</b>	<b>62</b>

## ÖZET

**Amaç:** Çalışmamızda son yıllarda gelişen kardiyak BT incelemeyle elde edilen sol ventrikül fonksiyonel parametrelerinin, pratikte yaygın kullanılan iki boyutlu ekokardiografi ve sol ventrikül boyutlarının değerlendirilmesinde altın standart olan MR ile kıyaslanması amaçlanmıştır. Ayrıca MR ile elde edilen verilerin postproses hesaplanmasında kullanılan yazılımlar (MR-Argus – CMR-tools) arasında ilişki olup olmadığı da değerlendirilmiştir.

**Gereç ve yöntem:** Kardiyak BT incelemesi yapılan ortalama yaş aralığı  $51.4 \pm 14.9$  olan 40 hasta, kardiyak MR ve EKO ile değerlendirildi. BT, MR ve EKO ile hesaplanan enddiastolik volum (EDV), endsistolik volum (ESV), stroke volum (SV), ejeksiyon fraksiyonu (EF), kardiyak output (CO) ve miyokard kütlesi değerleri karşılaştırıldı. Sol ventrikül fonksiyonlarının hesaplanması için iki farklı MR yazılımı kullanıldı. CMR tools LV tutorials metodu üç boyutlu olarak fonksiyonel değerlendirme yapılabildiği için altın standart kabul edildi. Her iki MR metodu (MR-Argus ve CMR-tools), BT ve CMR-tools ve EKO ve CMR-tools metodları arasında Pearson korelasyonu, Intraclass Correlation Coefficient (ICC) ile güvenilirlik analizi ve Bland-Altman analizleri yapıldı.

**Bulgular:** EF değerleri için BT ve CMR-tools ( $r=0.702$   $p<0.001$ ), MR-Argus ve CMR tools ( $r=0.746$   $p<0.001$ ) metodları arasında iyi korelasyon mevcutken EKO ve CMR-tools ( $r=0.449$   $p<0.004$ ) metodları arasında orta derecede korelasyon mevcuttu. Diğer parametreler içinde benzer değerler elde edildi. ESV, EDV, EF için en iyi korelasyon değerleri iki MR yazılımı arasında olup, BT ve CMR-tools korelasyonları da MR-Argus ve CMR-tools korelasyon değerleriyle benzer seviyedeydi. EKO ve CMR-tools korelasyonları ise ESV, EDV ve CO için iyi derecede iken diğerlerinde orta derecede korelasyon mevcuttu.

**Sonuç:** Koroner arter değerlendirmesi amacıyla yapılan kardiyak BT incelemesinde, sol ventrikül fonksiyon analizi de kolay ve güvenilir bir şekilde yapılabilmekte ve ekokardiografiye göre daha doğru sonuçlar vermektedir.

## ABSTRACT

**PURPOSE:** The purpose of this study is to compare the left ventricular parameters obtained from recently developed cardiac multi-detector row computed tomography (CT) studies with two-dimensional echocardiography commonly used in practice and magnetic resonance Imaging (MRI) which is accepted as golden standard in the evaluation of left ventricular functions. Our study is also aimed to evaluate whether there is a relationship or not between MR-Argus and CMR-tools which are the softwares used in post process calculations of data obtained by MRI.

**MATERIALS AND METHODS:** Forty patients with average age span of  $51.4 \pm 14.9$  scanned with Cardiac CT were evaluated by cardiac MRI and echocardiography. End-diastolic volume (EDV), end-systolic volume (ESV), stroke volume (SV), ejection fraction (EF), cardiac output (CO), and myocardial mass values calculated by CT, MRI, and echocardiography were compared to each other. Two different MR softwares were used to compare left ventricular functions. CMR-tools LV tutorials method is accepted as a golden standard because that can be used in three-dimensional functional evaluation. Pearson Correlation and Bland-Altman analysis were performed among both MR methods (MR-Argus and CMR-tools), CT and CMR-tools, and Echocardiography and CMR-tools.

**RESULTS:** Although there are a good correlations for EF values between BT and CMR-tools ( $r=0.702$   $p<0.001$ ), and between MR-Argus and CMR-tools ( $r=0.746$   $p<0.001$ ), the correlation between echocardiography and CMR-tools ( $r=0.449$   $p<0.004$ ) is moderate. The similar results were obtained for other parameters. The best correlation for ESV, EDV, EF values was between two MR softwares. The correlation coefficient between BT and CMR-tools is close to the correlation coefficient between MR-Argus and CMR-tools. While the correlation between echocardiography and CMR-tools is in good level for ESV, EDV, and CO values, it is in medium level for other parameters.

**CONCLUSION:** Left ventricular functional analysis can be done easily and reliably in cardiac CT scan aimed for coronary artery evaluation, and that also gives more accurate results compared to echocardiography.

## KISALTMALAR

<b>BT</b>	<b>: Bilgisayarlı Tomografi</b>
<b>BTA</b>	<b>: BT Anjiografi</b>
<b>CO</b>	<b>: Kardiak Output</b>
<b>ÇKBT</b>	<b>: Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi</b>
<b>EDV</b>	<b>: Enddiastolik Volume</b>
<b>EF</b>	<b>: Ejeksiyon Fraksiyonu</b>
<b>EKG</b>	<b>: Elektrokardiografi</b>
<b>EKO</b>	<b>: Ekokardiografi</b>
<b>ESV</b>	<b>: Endsistolik Volume</b>
<b>FSE</b>	<b>: Fast Spin Eko</b>
<b>GRE</b>	<b>: Gradient Eko</b>
<b>HASTE</b>	<b>: Half- Fourier Single-Shot Turbo Spin Eko With Double IR</b>
<b>HU</b>	<b>: Hounsfield Unit</b>
<b>HLA</b>	<b>: Horizantal Uzun Aks</b>
<b>KAH</b>	<b>: Koroner Arter Hastalığı</b>
<b>LVOT</b>	<b>: Sol Ventrikül Çıkış Yolu</b>
<b>LMCA</b>	<b>: Sol Ana Koroner Arter</b>
<b>LAD</b>	<b>: Sol Anterior Desending Arter</b>
<b>LCx</b>	<b>: Sol Sirkumfleks Arter</b>
<b>MR</b>	<b>: Magnetik Rezonans</b>
<b>PC</b>	<b>: Phase Contrast</b>
<b>PDA</b>	<b>: Posterior Desending Arter</b>
<b>PLA</b>	<b>: Posterolateral Arter</b>
<b>RCA</b>	<b>: Sağ Koroner Arter</b>
<b>ROI</b>	<b>: Region Of Interest</b>
<b>RVOT</b>	<b>: Sağ Ventrikül Çıkış Yolu</b>
<b>SE</b>	<b>: Spin Eko</b>
<b>SI</b>	<b>: System International</b>
<b>SNR</b>	<b>: Sinyal Gürültü Oranı</b>
<b>SSFP</b>	<b>: Steady State Free Precission</b>
<b>SV</b>	<b>: Stroke Volume</b>
<b>VLA</b>	<b>: Vertikal Uzun Aks</b>

## TABLÖLAR

<b>Tablo1. Normal EF, ESV, EDV, SV Ve Miyokardial Kütle Değerleri .....</b>	<b>33</b>
<b>Tablo2. Hastaların Yaş, Kilo Ve Boy İstatistikleri .....</b>	<b>44</b>
<b>Tablo3. EF İstatistikleri .....</b>	<b>45</b>
<b>Tablo 4. EF CMR için ICC (Intraclass Correlation Coefficient)</b>	
<b>ve Pearson Korelasyonu .....</b>	<b>45</b>
<b>Tablo5. ESV ve EDV İstatistikleri .....</b>	<b>46</b>
<b>Tablo 6. ESV CMR için ICC (Intraclass Correlation Coefficient)</b>	
<b>ve Pearson Korelasyonu .....</b>	<b>46</b>
<b>Tablo 7. EDV CMR için ICC (Intraclass Correlation Coefficient)</b>	
<b>ve Pearson Korelasyonu .....</b>	<b>46</b>
<b>Tablo 8. SV ve CO İstatistikleri .....</b>	<b>47</b>
<b>Tablo 9. SV CMR için ICC (Intraclass Correlation Coefficient)</b>	
<b>ve Pearson Korelasyonu .....</b>	<b>47</b>
<b>Tablo 10. CO CMR için ICC (Intraclass Correlation Coefficient)</b>	
<b>ve Pearson Korelasyonu .....</b>	<b>48</b>
<b>Tablo 11. Miyokardial Kütle İstatistikleri .....</b>	<b>48</b>
<b>Tablo 12. Miyokardial Kütle CMR için ICC (Intraclass Correlation Coefficient)</b>	
<b>ve Pearson Korelasyonu .....</b>	<b>49</b>
<b>Tablo 13. Pearson Korelasyon Tablosu .....</b>	<b>56</b>

## ŞEKİLLER

	Sayfa
Şekil 1. Kalbin Anatomik Yapısı, Pulmoner ve Sistemik Dolaşım.....	2
Şekil 2. Koroner Arterler ve Venöz Sistem Anatomisi.....	3
Şekil 3. Kalbin Elektrofizyolojik İletim Sistemi .....	4
Şekil 4. Zamansal Çözünürlüğün Kalp Hızı ve Diastol Süresine Bağlı Değişimi .....	6
Şekil 5. Prospektif EKG Tetikleme Yöntemi .....	7
Şekil 6. Retrospektif EKG Pencereleme Yöntemi.....	8
Şekil 7. Parsiyel ve Multisegmenter Rekonstrüksiyon .....	9
Şekil 8. Kardiak Görüntüleme Planları.....	12
Şekil 9. Basamaklanma Artefaktları.....	13
Şekil 10. Kardiak Planlar ve Aks Oryantasyonları .....	14
Şekil 11. Siyah-Kan (FSE) ve Parlak-Kan (GRE) Sekansların Görünümü.....	23
Şekil 12. Double IR Turbo SE Puls Sekansı Diagramı.....	24
Şekil 13. SSFP Puls Sekans Diagramı.....	26
Şekil 14. Temel Kardiak Görüntüleme Planları.....	27
Şekil 15. Dört Boşluk Görüntüleme .....	28
Şekil 16. İki Boşluk Görüntüleme .....	28
Şekil 17. Kısa Aks Görüntüleme .....	28
Şekil 18. LVOT Görüntüleme.....	29
Şekil 19. RVOT Görüntüleme .....	29
Şekil 20. Simpson Metodu İle Endokardial Sınırların Belirlenmesi.....	30

<b>Şekil 21. 2D Ekokardiografi Görüntüleme Planları.....</b>	<b>34</b>
<b>Şekil 22. İki Boyutlu Apikal Görüntülerde Simpson Metodu İle Hacim Ölçümleri ...</b>	<b>36</b>

## GRAFİKLER

Sayfa

<b>Grafik 1. EF Değerleri İçin Person Korelasyonu İle Bland-Altman Analizi.....</b>	<b>49</b>
<b>Grafik 2. ESV Değerleri İçin Person Korelasyonu İle Bland-Altman Analizi .....</b>	<b>50</b>
<b>Grafik 3. EDV Değerleri İçin Person Korelasyonu İle Bland-Altman Analizi.....</b>	<b>51</b>
<b>Grafik 4. SV Değerleri İçin Person Korelasyonu İle Bland-Altman Analizi.....</b>	<b>52</b>
<b>Grafik 5. CO Değerleri İçin Person Korelasyonu İle Bland-Altman Analizi.....</b>	<b>53</b>
<b>Grafik 6. Kitle Değerleri İçin Person Korelasyonu İle Bland-Altman Analizi.....</b>	<b>54</b>

## 1. GİRİŞ

Koroner arter hastalığı (KAH) batı ülkelerinde en sık morbidite ve mortalite nedenidir(1). Koroner arter hastalığı olanlarda sol ventrikül fonksiyonların değerlendirilmesi ve takibi prognoz açısından önemlidir. Sol ventrikül fonksiyonları bozulmuş koroner arter hastalarında kardiovasküler mortalite ve morbidite artmakta ve ani ölüm riski yükselmektedir. Bu nedenle bu hastalarda sol ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi ve takibi önem kazanmaktadır (2).

Sol ventrikül fonksiyonlarının saptanmasında çeşitli noninvaziv tanı yöntemleri bulunmaktadır. Klinik pratikte en yaygın kullanılan yöntem iki boyutlu ekokardiografi (2D-EKO) dir. Ekokardiografi, yaygın, ucuz ve noninvaziv bir yöntem olmasına karşın, operatör bağımlıdır ve bazı olgularda akustik pencere sınırlıdır. İstenilen kalitede görüntüler elde edilemeyebilir (3).

Altın standart noninvaziv teknik ise kardiak MR görüntülemesidir. Kardiak MR görüntüleme mükemmel temporal ve uzaysal rezolüsyona sahiptir. Multiplanar görüntüleme ile doğruluğu yüksek ve tekrarlanabilir kantitatif ölçümler elde edilebilir (4).

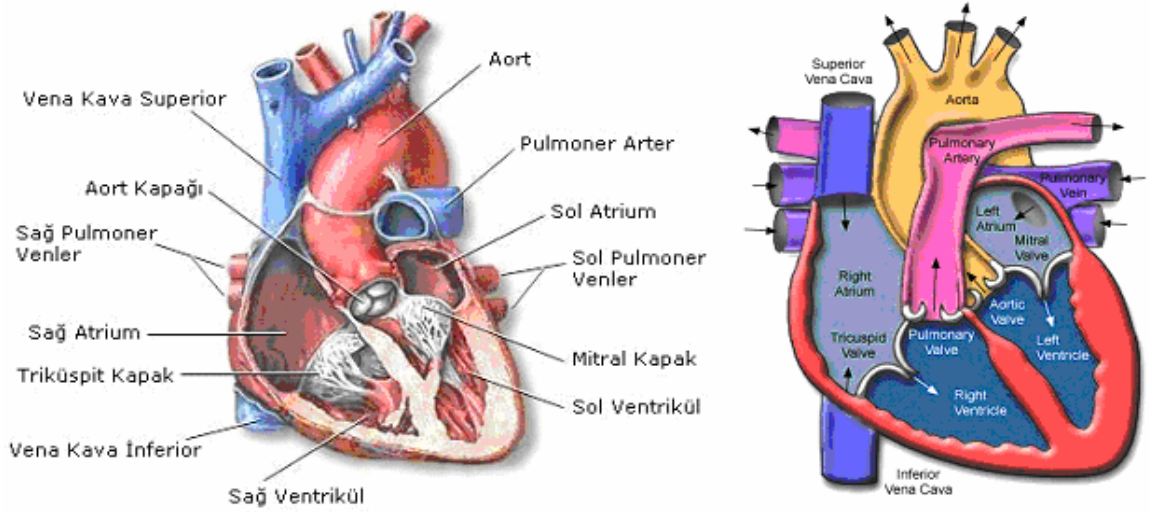
Çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) ile yapılan koroner BT anjiyografi (BTA) ise son yıllarda gelişen ve kullanımı giderek yaygınlaşan yeni bir noninvaziv koroner arter görüntüleme yöntemidir. Retrospektif EKG pencereleme ile tek nefes tutmada, 64 dedektörlü ÇKBT ile yapılan işlemde kesit kalınlığı ince, yüksek zamansal çözünürlüğü olan görüntüler elde edilir. Koroner BT anjiyografi sırasında diastolik ve sistolik fazda elde edilen görüntülerin rekonstrüksiyonu ile enddiastolik volum (EDV), endsistolik volum (ESV), stroke volum (SV), ejeksiyon fraksiyonu (EF), kardiak output (CO) ve miyokard kütlesi ölçümleri yapılabilmektedir.

Bu çalışmada, koroner BTA çekilmek üzere başvuran hastalara, koroner BTA sonrası kardiak MR ve EKO tetkikleri yapılmıştır. ÇKBT, MR ve EKO ile elde edilen sol ventrikül sistolik fonksiyon verileri karşılaştırılarak bu yöntemlerin doğruluk oranları, birbirleri ile korelasyonları, sistemik hata ve uyumları, Pearson korelasyonu ve Bland-Altman analizleri ile değerlendirilmiştir. Sol ventrikül fonksiyon analizinde kullanılan modaliteler ve yazılım programları arasında anlamlı fark olup olmadığı ya da birbirlerine uyumları tartışılmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kalp ve Sol Ventrikül Anatomisi ve Fizyolojisi

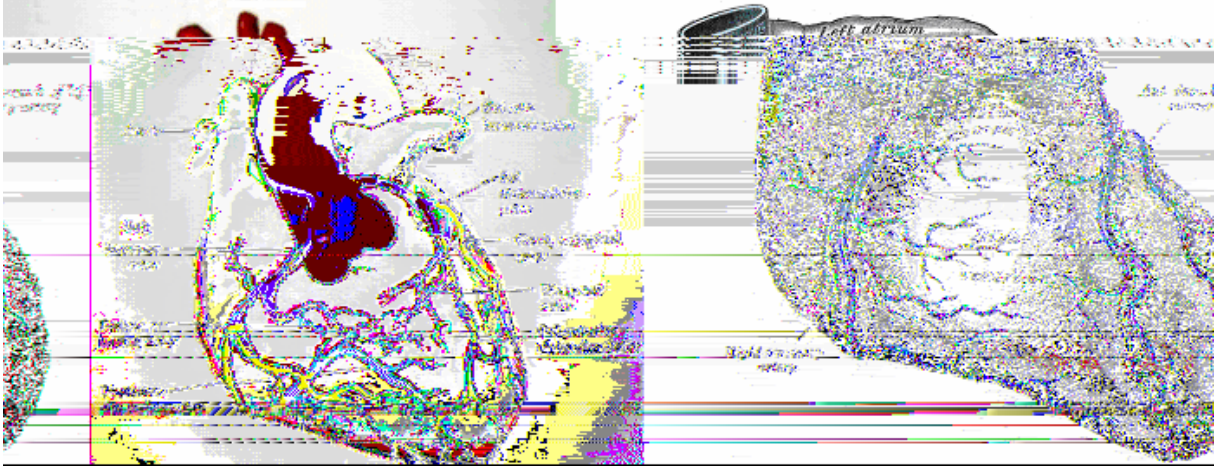
Kalp, göğüs boşluğunun santralinde tabanı sağ üst posteriora, apeksi sol alt anteriorda yer alacak şekilde, arkadan öne sağdan sola ve yukarıdan aşağıya doğru uzanır (5). Dıştan içe doğru perikard, miyokard ve endokard tabakalarından oluşur. Kalp sağ ve sol atrium ve ventrikül olmak üzere dört boşluktan oluşur. Sağ atrium ile sağ ventrikül arasında triküspit kapak, sol atrium ile sol ventrikül arasında mitral kapak bulunur. Mitral kapak biküspit tarzdadır, anterior ve posterior leafletlerden oluşur. Bu kapakçıkların hareketinden sorumlu sağda üç, solda ise iki adet papiller adele mevcut olup bunlar kapakçıklara korda tendinea adı verilen fibröz yapılarla bağlanırlar (6).



Şekil 1. Kalbin Anatomik Yapısı, Pulmoner ve Sistemik Dolaşım(7).

Sol ventrikül aort arasında aort kapağı, sağ ventrikül ile pulmoner arter arasında pulmoner kapak bulunur ve bunlar semilunar karakterde üç yaprakçıktan oluşur. Kalbin sağ atriumuna vena kava inferior ve süperior yolu ile gelen kan triküspit kapaktan geçerek sağ ventriküle dolar. Sağ ventrikül içindeki kan ise pulmoner kapak yolu ile pulmoner artere ve akciğerlere ulaşır. Kalbin sağ kısmını oluşturan bu yapılar pulmoner dolaşımdan sorumludur. Kanın akciğerler yolu ile oksijenlenmesini sağlar(8).

Sistemik dolaşım ise akciğerden gelen oksijen zengin kanı aort yolu ile vücuda gönderen sistemdir. Pulmoner venler yolu ile sol atriuma gelen kan mitral kapaktan sağ ventriküle geçer. Buradan aort ile vücudun tüm dokularına gönderilir. (9)



Şekil 2. Koroner Arterler ve Venöz Sistem Anatomisi (10).

Kalbin arterial beslenmesini sağlayan koroner arterler, aortadan sağ ve sol sinus valsalvadaki koroner ostiumlardan çıkar ve epikardial yağ dokusu içinde seyrederler. 3-4 mm genişliğindedir. Sol ana koroner arter (LMCA) sol sinus valsalvadan çıkar, pulmoner trunkus arkasında seyreder ve 5-10 mm uzunluğundadır. Sol anterior desending (LAD) ve sol sirkumfleks (LCx) dallarına ayrılır. % 15 oranında üçe ayrılır ve ramus intermedius dalını verir (5).

LAD anterior interventrikuler olukda seyreder, sol ventrikülün büyük kısmını besler. Diagonal (1-6 adet) ve septal dalları verir. LCx ise solda atrioventriküler olukda seyreder ve optus marjinal (1-4 adet ) dalları verir. Sol ventrikül lateral duvarını besler. LCx % 10-15 olguda dominant olup, posterior desending arteri (PDA) ve posterolateral arteri (PLA) verir. Sağ koroner arter (RCA); sağ koroner sinusden çıkıp atrioventriküler olukda posteriora doğru seyreder. Konus arteri (%50-60), sinoatrial nod arteri (%58), akut marjinal dallarını verir. Posterior desenden arter( PDA) ve posterolateral arter( PLA) dallarını veren koroner arter dominant arter olarak isimlendirilir. % 70-80 olguda RCA ,% 10-15 olguda LCx dominanttır. Kalan olgularda ise kodominansı söz konusudur. Bu durumda sol ventrikülün diafragmatik yüzü hem RCA, hem de LCx dalları tarafından beslenir.(5)

Kalbin venöz dönüşü ise vena kordis magna ve media ile koroner sinuse olur, koroner sinus de sağ atriuma açılır. Ayrıca anterior kardiak venler ve thebesian venler direk olarak sağ atriuma ve daha az oranda sağ ventriküle açılır (6).



Stroke volume (SV) ise her bir sistolde ventrikülün pompaladığı kan miktarıdır.  $SV=EDV-ESV$  formülü ile elde edilir. Birimi mililitredir. Dolayısıyla;

$$EF= (EDV-ESV)/EDV=SV/EDV \text{ dir.}$$

Kalbin dakikada pompaladığı kan miktarı ise kardiyak output (CO) olarak ifade edilir.  $CO=SV \times \text{KALP HIZI}$  formülü ile militre/dk. cinsinden hesaplanır (12).

Ejeksiyon fraksiyonu, atım volumu, kardiyak debi ve sol ventrikül hacimleri; iskemik kalp hastalıkları ve kalp yetmezliğinin tanı ve tedavisinin takibinde kullanılan önemli prognostik faktörlerdir(13).

## **2.4. Kardiyak Bilgisayarlı Tomografik Anjiyografi (BTA)**

### **2.4.1. Kardiyak BTA Fizik Prensipleri**

Çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) teknolojisindeki son gelişmeler ile kalsiyum skorlama, koroner BTA ve ventriküler fonksiyon analizi eş zamanlı olarak yapılabılır, koroner arterler ve kalp noninvaziv ve kolay bir şekilde değerlendirilebilmektedir (14).

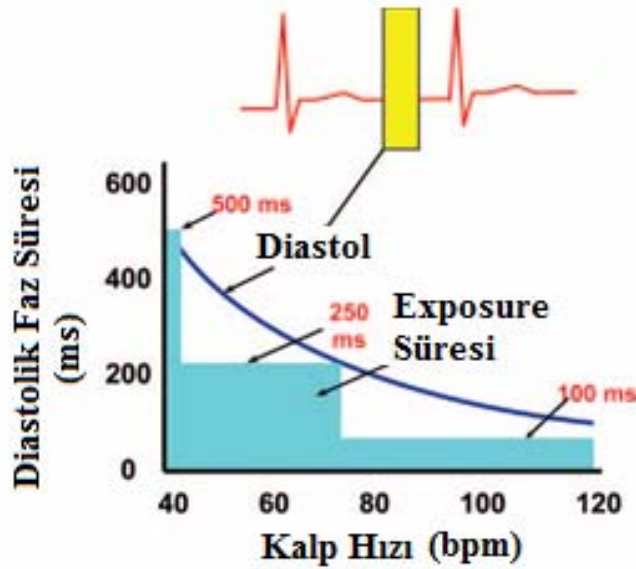
Kalbin ve koroner arterlerin BT ile görüntülenebilmesi için yüksek uzaysal çözünürlük, yüksek zamansal çözünürlük ve kalp siklusu ile uyum gereklidir, aynı zamanda solunum artefaktlarının azaltılması için tarama süresi mümkün olduğunca kısa olmalıdır (15).

1998 yılından itibaren ÇKBT teknolojisindeki hızlı gelişmeler ile birlikte uzaysal çözünürlük 0,75 mm, zamansal çözünürlük 80-200 msn. değerlerine inmiş ve EKG tetikleme ve pencereleme yöntemleri ile kalbin görüntülenmesi mümkün olmuştur(16).

#### **2.4.1.1. Zamansal Çözünürlük- Temporal rezolüsyon**

Zamansal çözünürlük (temporal rezolüsyon) görüntü rekonstrüksiyonu için kullanılan ham verilerin elde edildiği süredir (17,18). Kalbin hızlı ve kompleks siklik hareketi sırasında görüntü alabilmek için yüksek zamansal çözünürlük ve kalp siklusunun EKG ile monitarizasyonu gereklidir.

Kalp hareketinin en yavaş olduğu diastolik fazda görüntüleme yapılarak görüntü kalitesi artırılır. Görüntü alma ve rekonstrüksiyon işlemleri de kalp hareketleri ile senkronize olarak yapılır. Kalp hızının artması durumunda diastolik faz kısalacağından zamansal çözünürlüğün 150-250 msn.ye kadar azalması gerekir(Şekil4). Zamansal çözünürlüğün artması ile hareket artefaktları azalır. Nefes tutma süresi kısalmır(14).



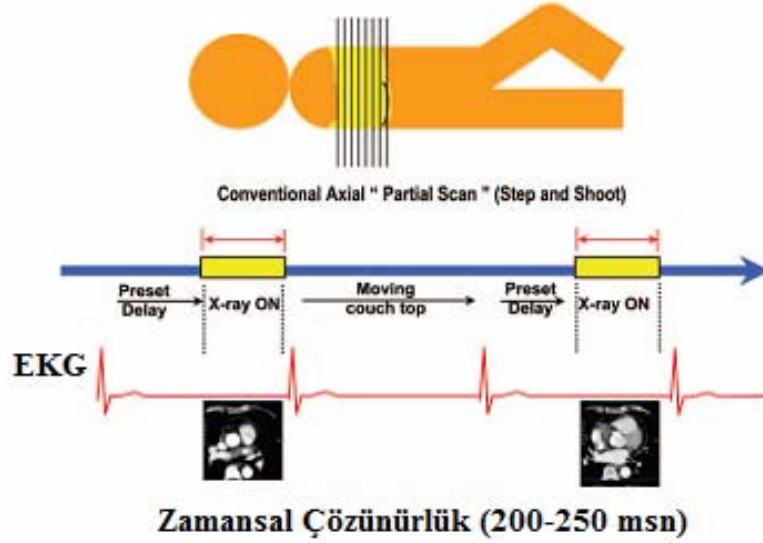
Şekil 4. Zamansal Çözünürlüğün Kalp Hızı ve Diastol Süresine Bağlı Değişimi (14).

Kardiyak siklusun az hareket gösterdiği diastolik dönemde görüntüleme için 60 atım/dak ve altındaki kalp hızlarında 250 ms, 70 atım/dak ve altındaki hızlarda 200 ms ve 90 atım/dak ve altındaki hızlarda ise 150 ms temporal rezolüsyona ihtiyaç duyulduğu tahmin edilmektedir. Daha yüksek kalp hızlarında artefaktsız görüntüler için ise 50 ms veya daha 50 ms'nin daha altında temporal rezolüsyon gerektiği öne sürülmektedir (18).

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 gantri rotasyon zamanının yarısı (165-250 msn), çift tüplü sistemlerde ise rotasyon zamanının ceyreği (83 msn) kadardır(17).

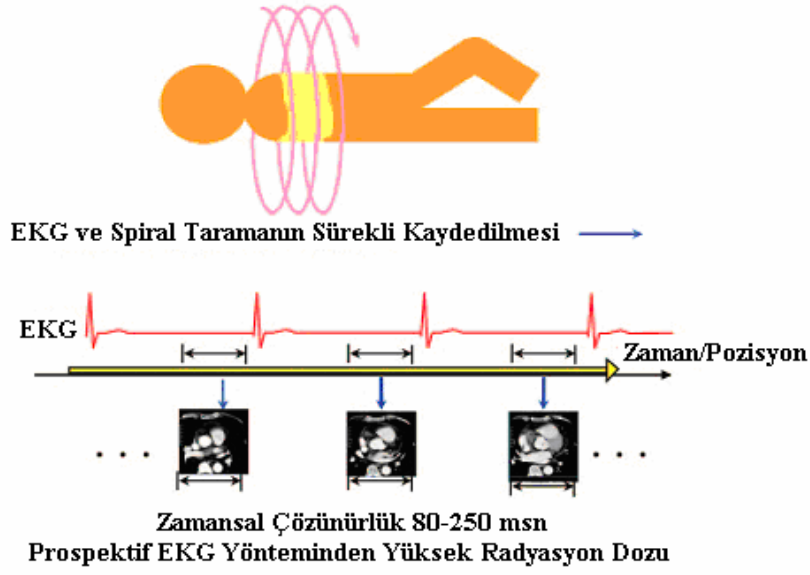
Gantry rotasyon zamanı dedektör ve tüpün obje etrafında 360 derece dönmesi için geçen süredir. 330-370 msn'e kadar azalmış olup bu da zamansal çözünürlüğü artırmıştır(14).

Kardiak BTA da veri elde etmek için iki farklı EKG tetikleme yöntemi kullanılmaktadır. Bunlardan; prospektif EKG tetikleme yöntemi ile tüm kalp siklusu boyunca değil, R-R intervalin sadece son kısmında diastol 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(14).



Şekil 5. Prospektif EKG Tetikleme Yöntemi(14)

Retrospektif EKG pencereleme yönteminde ise tüm kalp siklusu boyunca helikal tarama ile görüntü alınır ve radyasyon ekspozuru olur. Alınan görüntüler retrospektif olarak EKG sinyallerine göre reknstrükte edilir. Korener arterlerin ve sistolik fonksiyonların değerlendirilebilmesi için bu yöntem kullanılır. Zamansal çözünürlük 80-250 msn arasında değişmekte olup radyasyon dozu ise daha fazladır(14).

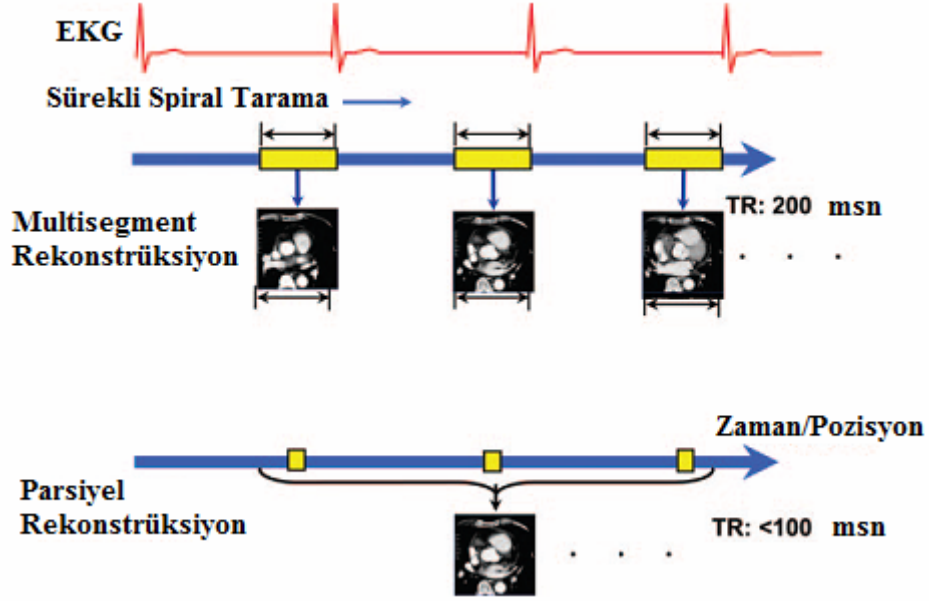


Şekil 6. Retrospektif EKG Pencereleme Yöntemi(14)

Her iki yöntemle de elde edilen verilerin rekonstrüksiyonu da iki farklı şekilde yapılmaktadır. Bunlar parsiyel ve multisegmenter görüntü rekonstrüksiyon metotlarıdır(14).

Parsiyel görüntü rekonstrüksiyonu en pratik olan görüntü rekonstrüksiyon yöntemidir. Prospektif ve retrospektif EKG 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 rekonstrüksiyonu ise sadece retrospektif EKG pencereleme tekniği ile kullanılabilir ve düzenli bir kalp ritmi gerektirir. Çok sayıda kalp sikluslarından alınan görüntüler rekonstrükte edilir. Böylece yüksek zamansal çözünürlük (80 msn) sağlanır(14).



Şekil 7. Parsiyel ve Multisegmenter Rekonstrüksiyon(14)

#### 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 (14). Günümüzde kullanılan 64-kesitli ÇKBT lerde  $0.4 \times 0.4 \times 0.4$  mm dolayında iken kateter anjiyografide bu değer  $0.2 \times 0.2$  mm.dir (19).

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-MPR görüntülemeye olanak sağlar(14).

#### 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 (20).

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

Kardiak 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(14).

#### **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 (21).

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 kilosu, kesit kalınlığına bağlı olarak değişmektedir (21).

Kardiyak BTA tetkikinde konvansiyonel anjiyografiye göre efektif dozda belirgin artış vardır. Prospektif EKG tetikleme ile yapılan kardiyak BTA de radyasyon sadece diastolde verilir. Ancak bunun için hastanın aritmi 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 pencereleme 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 (14).

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 (22).

Sonuç olarak radyasyon dozu; kullanılan protokole oldukça bağımlıdır. Kalsiyum skorlama için efektif doz 1-3 mSv, retrospektif EKG yöntemiyle yapılan kardiyak BTA da ise 8-22 mSv arasında değişmektedir. Konvansiyonel koroner anjiyografide efektif doz 3-6 mSv dir. Diğer vucut BT protokollerinde ise doz 2-10 mSv arasında değişmektedir.(14)

### **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 endsistolik, % 90 dan alınan veriler enddiastolik fazlara tekabül eder. Rekonstrükte görüntüler sistol ve diastol boyunca kalp hareketlerinin değerlendirilmesine izin verir. Özellikle sol ventrikül duvar hareketleri, duvar kalınlığı ve tüm planlarda kapak hareketleri incelenebilir. Ek olarak miyokard kontraktilitesi ve enddiastolik – endsistolik volume, stroke volume, ejeksiyon fraksiyonu gibi sol ventrikül fonksiyonel parametreleri kantitatif olarak saptanabilir (23).

### **2.4.4. Kardiyak Görüntüleme Planları**

Kalbin toraks içerisindeki oblik yerleşimi nedeniyle kardiyak nükleer tıp incelemelerinde, MR ve BT görüntülemeye ve ekokardiyografi de kullanılan kalbe özel rutin görüntüleme planları, kalp anatomisi ve fonksiyonlarının değerlendirilmesinde ağırlıklı kullanılmaktadır (23). Bunlar;

- Horizontal uzun aks (HLA)

Kalbin dört odacığı aynı düzlemde görülür. Kalp odacıklarının boyutları kapak pozisyonları, sol ventrikül apikal, septal ve lateral duvarları birlikte değerlendirilir. Sine modda mitral kapak hareketleri ve ventrikül fonksiyonlarının izlenmesi mümkün olur(23).

- Vertikal uzun aks (VLA)

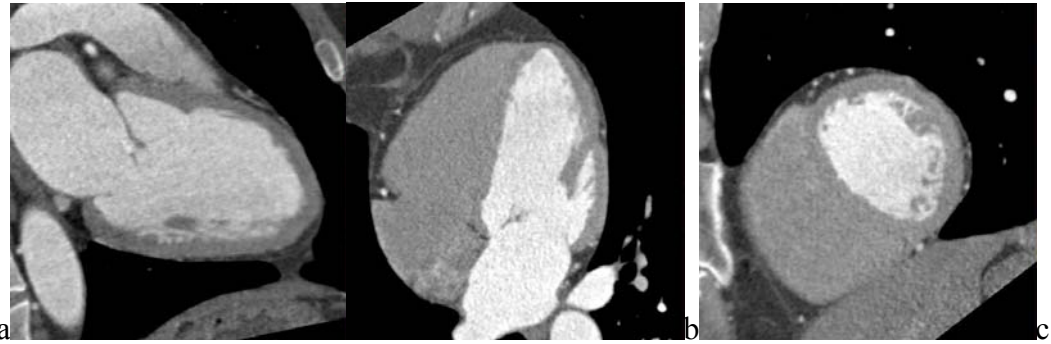
Sol ventrikül lümeni boyunca parasagittal planda alınan vertikal uzun aks görüntülerdir. Sol atrium – sol ventrikül arasındaki ilişki değerlendirilir. Sol ventrikül anterior ve inferior duvarları, mitral kapak ve sol atrium aynı kesitte görülür (23).

- Kısa aks (SA)

Mitral kapaktan apekse kadar kısa aks aksiyal görüntüler alınıp sine modda değerlendirilerek sol ventrikülün fonksiyonel ve morfolojik incelemesi yapılabilmektedir(23).

- Üç odacıklı görüntü;

Oblik uzun aks görüntü olup sol ventrikül, atrium ve aort kökü, mitral kapak ve aort kapağının birlikte değerlendirilebildiği görüntülerdir(23).



Şekil 8. Kardiyak Görüntüleme Planları (a- horizontal uzun aks, b- kısa aks, c- vertikal uzun aks)

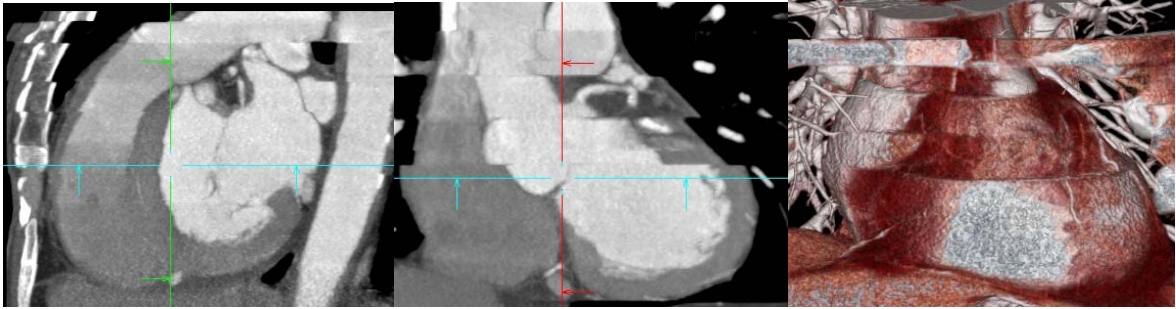
#### 2.4.5. Görüntü Artefaktları

Kardiyak BT incelemenin ve yorumunun başarısını etkileyen önemli bir unsurdur. Kardiyak BT incelemede görülen artefaktlar dört grupta toplanmıştır (21):

- Kalp ve Solunum Hareketlerine Bağlı Pulsasyon Artefaktları
- Işın Kuvvetlendirici (Beam- Hardening) Artefaktlar
- Kontrast Madde İle 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 kardiak pulsasyona bağlı olarak görülür (14). 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 rezolüsyonda 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 (23).

Hastanın yetersiz nefes tutmasına bağlı olarak da basamaklanma artefaktı meydana gelir. Bu aksiyal görüntülemelerde fark edilemeyebilir. Koronal ve sagittal rekonstrükte görüntülerde ortaya çıkar. Kardiak 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 (24).

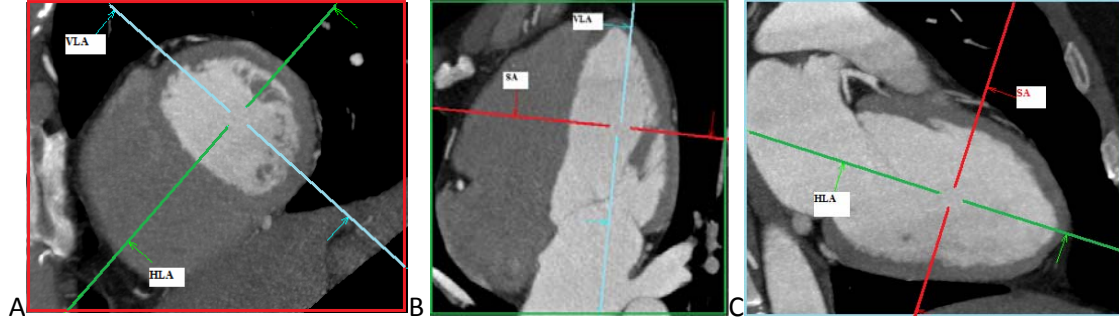


Şekil 9. MIP ve VRT Görüntüde Göğüs Duvarını da Etkileyen Solunum Hareketine Bağlı Basamaklanma Artefaktı

#### 2.4.6. Sol Ventrikül Fonksiyon Analizi

Koroner BTA işlemi sonrasında elde edilen aksiyal görüntü serilerinden R-R intervalinde %0-100 arasında %10 aralıklarla 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 diastolik faz aksiyal görüntülerden üç boyutlu yazılımlar ile kısa ve uzun aks kardiak planlarda multiplanar reformat görüntüler elde edilir (25).

Uzun aks oryantasyonu için sol ventrikül apeksinden mitral kapak ortasına uzanan interventriküler septuma paralel plan kullanılır. Aksiyal görüntülerde interventriküler septumu dikey olarak uzun aks multiplaner 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(25).



Şekil 10. Kardiak Planlar ve Aks Oryantasyonları

A- Kısa aks (SA), B- Horizontal uzun aks (HLA), C- Vertikal uzun aks (VLA)

Veri analizi için kullanılan iki yöntem; alan-uzunluk metodu ve Simpson metodudur (25).

- Alan – Uzunluk Metodu;

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

$$V_{LA} = (8/3) \times (A^2 / \pi \cdot L)$$

Formülü ile sol ventrikül hacmi enddiastol ve endsistol için ayrı ayrı ölçülür.

- Simpson Metodu;

Sol ventrikül kavitesinin görüldüğü tüm kısa aks görüntülerde endokardial 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 (25).

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

#### **2.4.7. Kardiak BTA Endikasyonları Ve Kontraendikasyonları**

Konvansiyonel koroner anjiyografi yapılan vakaların %20 si normal 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 (26).

Konvansiyonel Anjiyografi koroner arter lümenini değerlendirmede altın standarttır. En önemli avantajı yüksek uzaysal rezolüsyon ile birlikte girişimsel prosedürlere de imkan tanınmasıdır. Bununla birlikte azda olsa mortalite ve morbidite riskinin bulunması yalnızca luminal bilgi vermesi, erken gelişen pozitif remodellinge bağlı duvar değişikliklerini göstermemesi dezavantajları arasında sayılabilir (21).

Koroner BTA ise konvansiyonel anjiyografiye göre daha üstün damar duvarı ve luminal bilgi vermekte, koroner anatomi ve varyasyonları daha iyi göstermektedir. Eşzamanlı elde edilen volumetrik veriler ile üç boyutlu incelemeler ve fonksiyonel değerlendirmeler yapılabilmektedir (26).

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 (26).

- **Endikasyonları (21,23);**
  - Aterosklerotik plakların tespitinde,
  - Koroner arter stenozunun derecelendirilmesinde,
  - Koroner arter bypass greftlerinin değerlendirilmesinde,
  - Stent lümen açıklığının değerlendirilmesinde

konvansiyonel anjiyografiye alternatif olarak kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Aşağıda belirtilen durumlarda ise koroner BTA'nın konvansiyonel anjiyografiye üstünlüğü belirgin bir şekilde ortaya çıkmakta ve daha güvenilir veriler elde edilebilmektedir.

- Koroner arter anatomi varyasyon ve anomalilerinde,
- Myokardial köprüleşme tanısında,
- Koroner arter ve aort diseksiyonlarında,
- Koroner arter fistüllerinde,
- Kateter koroner anjiyografinin yapılamadığı ve başarısız olduğu durumlarda (aşırı vasküler tortiozite veya dev aort anevrizmaları gibi),
- Aorta- ostial lezyonların tespitinde,
- Bypass greftlerinin takibinde;
- Biventriküler Kardiyak Pil uygulanacak hastalarda; koroner venlerin değerlendirilmesinde.

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

- **Kontrendikasyonları (21);**

- 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-bloker kullanımının kontrendike olduğu durumlar (EF nin % 30 un altında olması, bronşial astım, Reynoud sendromu, atrioventriküler iletim bloğu) da
- Kalsiyum skoru >800,
- Kalp hızı > 90,
- Solunum egzersizlerine rağmen nefes tutamayan hastalarda 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. Nabız yüksek olan hastalarda (>70) betabloker için herhangi bir kontraendikasyon yoksa tetkikten üç gün önce 50/100 mg 1x1 oral beta blokör (metoprolol) verilmelidir(21).

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 nabız da yükselme görülebilir(27) .

Antekübital yoldan 18-20 gauge branül 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 (27).

Artefaktsız 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. Monitarizasyondan sonra kalp hızı 70 ve üzerinde olan hastalara IV yoldan 5 mg betablokör yavaş olarak tatbik edilir. Maksimum 20 mg doza kadar çıkılabilir. Betablokörlerin kontraendike olduğu, astım, AV blok, kalp yetmezliği, diabet, Reynoud sendromu gibi durumlarda kalsiyum kanal blokörleri kullanılabilir. Betablokörlere bağlı bradikardi, hipotansiyon, kardiyak output azalması, bronkospazm, pulmoner ödem ve hipoglisemi gibi yan etkiler ortaya çıkabilir (21).

Son aşamada tetkikten 1-2 dakika önce koroner arterleri genişletmek amacı ile sublingual iki puf sprey ya da nitrogliserin tablet kullanılır. Ancak bunun refleks taşikardiye yol açabileceği göz önünde bulundurulmalıdır (21). Çekim boyunca hastanın hareketsiz kalması ve nefesini tutması konusunda telkinde bulunulmalıdır (26).

#### **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 5-6 ml/sn hızla otomatik enjektör kullanılarak verilmelidir. 80-100 ml, 400/100 noniyonik kontrast madde kullanılır. Kontrast sonrası da 25-30 ml SF verilir (26).

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 (21).

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

Kardiak BTA işleminde koroner arterlerin seyri boyunca yeterli ve uygun homojen kontrastlanmayı sağlamak önemlidir. Hastalara otomatik enjektör ile 5-6 ml/sn hızla 90-100 ml uygulanır (27).

Uygun hız ve zamanlama ile kontrast verilmesi görüntü kalitesini artıran oldukça önemli bir faktördür. Enjektördeki hava dikkatlice boşaltılmalıdır. Kontrast madde sonrası verilen SF sağ kalp boşluklarında kontrast madde yoğunluğunu azaltıp buna bağlı olarak ışın güçlendirici artefaktları önler (21).

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 dolmuş 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 verilerek kontrast yoğunluğunun artış-azalış eğrisi ortaya çıkarılır. Bu eğrideki pik dansite değerinden çekim başlama zamanı belirlenir(21).

En sık kullanılan bolus tracking yönteminde ise çıkan aortadaki kontrastlanma, koroner arterlere giden kontrastı gösterdiği için çıkan aorta region of interest (ROI) yerleştirilir ve kontrast madde önceden belirlenen eşik HU değerine ulaştığında görüntüleme başlar(21).

Kontrast madde kullanımı sonrası aşağıda belirtilen çeşitli toksik durumlar ortaya çıkabilir (21).

- Nefrotoksisite; serum kreatinin düzeyi çekim öncesine göre %25-33 artarsa akut tubuler nekroz geliştiğinin göstergesidir. Altta yatan böbrek yetmezliği, insülin bağımlı diyabet, 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 sahiptir.
- Alerjik reaksiyonlar;
  - % 0,04 dispne, hipotansiyon ve bilinç kaybı gibi ciddi reaksiyonlar gelişebilir.
  - İdiosenkratik reaksiyonlar; atopik kişilerde meydana gelen ürtiker, larengeal ödem, kardiojenik şok gibi durumlardır.
  - Kemotaktik reaksiyonlar; bulantı, kusma, aritmi, pulmoner ödem şok gibi bulgulardır.

## **2.5. Kardiyak Magnetik Rezonans (MR) Görüntüleme**

MR, kalp görüntülemesinde uzun süredir uygulanmakla beraber kalbin hareketli bir organ olması nedeni ile geçmişte kardiyak MR incelemeleri yeterli verimliliği sağlamamış ve sınırlı düzeylerde kalmıştır. Ancak günümüzde görüntü elde edilmesinin hızlanması ile EKG eşliğinde görüntüleme yapılarak kalp hareketleri ve morfolojisinin gerçek zamanlı olarak izlenmesi mümkün hale gelmiştir (28).

Kardiyak MR görüntüleme, iskemik kalp hastalığının değerlendirilmesinde, ventriküler fonksiyonun, kontraktıl rezervin ölçülmesi, miyokard iskemisinin varlığı ve yaygınlığının saptanması, miyokard canlılığının değerlendirilmesi ve koroner arterlerdeki luminal daralmanın görüntülenmesinde kullanılmaktadır. Kardiyak MR, noninvaziv bir görüntüleme yöntemi olması yanısıra, iyonizan radyasyon içermemesi, yüksek zamansal ve uzaysal çözünürlüğü ve görüntü kontrastı nedeni ile kalp hastalıkları ve fonksiyonlarının değerlendirilmesinde önemli bir görüntüleme yöntemidir (29).

Kardiyak MR 1,5 tesla ve üzeri magnetik alan gücüne sahip cihazlarda faz dizilimli kardiyak veya vucut yüzey koiller kullanılarak uygulanabilir (28). EKG tetikleme ile beraber paralel görüntüleme yöntemleri kullanılarak hızlı, yüksek kalitede görüntüler elde edilir (27).

### **2.5.1. Kardiyak MR Endikasyonları**

Kardiyak MR; yüksek uzaysal ve kontrast çözünürlüğü ile iyi anatomik detay oluşturması, üç boyutlu görüntülemeye imkan vermesi ve iyonize radyasyon içermemesi nedeni ile kullanım alanları giderek artmaktadır. Hızlı görüntüleme sekansları ve yeni yazılımlar ile kardiyak MR aşağıda belirtilen endikasyonlar için uygulama alanı bulmaktadır(30).

- Konjenital kalp hastalıkları,
- Kalp kapak hastalıkları,
- Kardiyak kitlelerin tespiti ve karakterizasyonu,
- Miyokardial infiltratif hastalıklar,
- Perikard hastalıkları,

- İskemik kalp hastalıklarında miyokard perfüzyon ve canlılık değerlendirilmesi,
- Kalp kapak ve ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi.

### **2.5.2. Hasta Hazırlığı**

Hasta randevu almak için geldiğinde; MR'a girmeye engel; kalp pili, ferromagnetik metal protez, kohlear implant, intraokuler ferröz materyal, metal komponenti olan okuler implant, infüzyon pompaları, çalışması elektromanyetik devrelere bağlı kalp kapak protezi gibi herhangi bir kontraendike durumun varlığı sorgulanmalıdır (31).

Tetkik öncesinde hastaya çekim esnasında hareketsiz kalması, çok sayıda nefes tutması gerektiği hatırlatılarak nefes tutmalarının hep aynı seviyede olması gerektiği söylenmelidir. MR uyumlu EKG elektrotları göğüs duvarında uygun pozisyonlarına yerleştirilmelidir (31).

Sol ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi için kontrast madde kullanımına ihtiyaç yoktur. Perfüzyon ve miyokard canlılığının değerlendirilmesi, kardiak kitlelerinin karakterizasyonu amacıyla yapılan MR incelemelerinde IV gadolinyum içeren MR kontrast ajanları kullanılır (27).

Kardiak MR, noninvaziv ve iyonize radyasyon riski taşımayan bir tekniktir. Gadolinium preparatları çok düşük nefrotoksik etkiye sahiptir ancak böbrek yetmezliği olan hastalarda, sistemik fibroze neden olabilmektedir. Gebelikte riskleri tam bilinmediğinden, özellikle gebeliğin ilk üç ayında çok acil durumlar dışında MR incelemelerinden kaçınılmalıdır. Emziren annelerde ise kontrast madde verildi ise ilk 24 saat bebeğine süt vermemesi önerilmektedir (30).

### **2.5.3. Kardiak MR Uygulama Alanları**

Morfolojik değerlendirme: kitle, trombüs, Aritmojenik sağ ventrikül displazisi (ARVD), perikard hastalıkları, infiltratif miyokard hastalıkları ve konjenital kalp hastalıklarında morfolojik değerlendirme esastır. Bu amaçla siyah ve beyaz kan görüntüleme sekansları birlikte kullanılabilir. Spin eko (SE)- siyah kan görüntüleme yöntemleri yüksek anatomik detay sağlamaları nedeni ile daha çok tercih edilir (30).

Fonksiyonel değerlendirme: kalbin duruş pozisyonundan dolayı fonksiyonel değerlendirmenin doğru yapılabilmesi için, kalbin kendi eksenine göre paralel veya dik kesitler elde etmek gerekir. Bunun içinde dört boşluk (HLA), iki boşluk (VLA), üç boşluk ve kısa aks sine görüntüler elde edilir (27). Elde edilen görüntülerden morfoloji ile birlikte, kapak fonksiyonları (yetmezlik-darlık), miyokard kontraktilesi, ventriküllerin sistolik ve diastolik hacimleri ejeksiyon fraksiyonu ve miyokardial kütle değerlendirilebilir (32).

Fonksiyonel değerlendirme için hızlı gradient eko (GRE) sekanslar kullanılır. Kan parlak olarak görülür. Kan ile miyokard dokusu arasında sağlanan yüksek kontrast sayesinde gerçeğe yakın fonksiyonel değerlendirme yapılmaktadır. Bu amaçla en yaygın kullanılan hızlı GRE sekanslar, multi-segmented spoiled GRE ve multi-segmented steady state free precision (SSFP) dur (31).

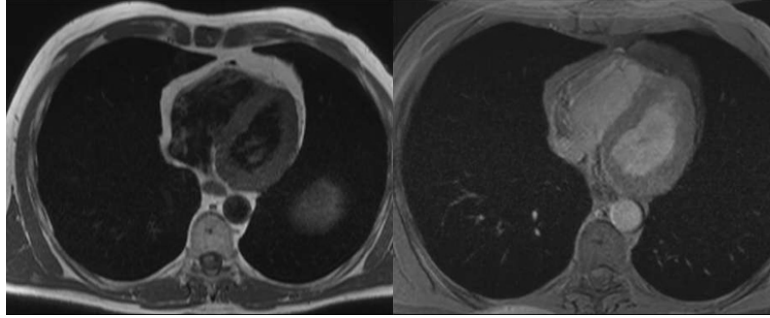
Faz kontrast (PC) görüntüleme; Akım dinamikleri, kapak fonksiyonları, şant akımı, akım hızı, yönü, hacmi, regürjitan akım gibi kantitatif değerlendirmeler için GRE temelli faz kontrast (PC) görüntüleme yapılır(27).

Miyokardial tagging; Miyokardın bölgesel olarak kontraksiyonunu değerlendirmek için sine fast GRE sekansları kullanılarak miyokardial tagging yöntemi kullanılır (27).

Perfüzyon ve viabilite çalışmaları; İskemik kalp hastalıklarında özellikle istirahat ve stres altında miyokardial perfüzyon ile iskemi ve miyokard kantraktilesi, geç kontrastlanma ile de infakt ve canlılık değerlendirmesi yüksek duyarlılıkla yapılabilmektedir. Perfüzyon değerlendirilmesi için T1A GRE veya EPI sekanslar, geç kontrastlanmayı göstermek içinse T1A IR (Inversion Recovery) GRE sekansları tercih edilir. Kısa aks görüntüler temeldir. 0,05 - 0,1 mmol/kg intravenöz gadolinium verilmesini takiben çekim yapılır. İnfakt geri dönüşümsüz miyokard nekrozudur. İnfaktı canlı ama disfonksiyonel (hiberne) miyokardan ayırt etmek klinik olarak önemlidir. Hiberne alanlar revaskülarizasyon tedavisinden fayda sağlar. Viabilite çalışmaları ile geç dönemde alınan kontrastlı görüntülerle infakt – hiberne doku ayrımı yapılabilir (27).

#### 2.5.4. Puls Sekanslar

Kardiak MR incelemesinde kullanılan temel puls sekanslar; fast spin eko (FSE)–siyah kan görüntüleme sekansları ve gradient eko(GRE) - parlak kan görüntüleme sekanslarıdır (33).



Şekil 11. Siyah-Kan (FSE) ve Parlak-Kan (GRE) Sekansların Görünümü (33)

a-) Siyah kan görüntüleme sekansları; kalp ve vasküler yapıların anatomik değerlendirilmesini sağlar. Kardiak kitleler, miyokard ve perikard değerlendirilmesi için kullanılır. Yüksek anatomik detaya sahiptir. Süre uzundur. Magnetik duyarlılık artefaktları azdır(32).

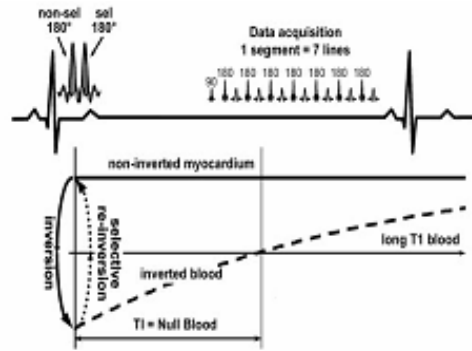
Klinik pratikte siyah kan görüntüleme için kullanılan üç temel seçenek vardır (27).

1. Half- Fourier Single-Shot Turbo Spin Eko With Double IR (HASTE)
2. Breath-hold Single-Slice FSE With Double IR
3. Multi-Slice FSE

En yaygın kullanılan ilk iki seçenektir. Anatomik değerlendirme amacıyla genellikle T1 ağırlıklı SE sekanslar kullanılır. T1 ağırlıklı görüntülerde TR süresi ve görüntüleme zamanı R-R intervaline bağlı olarak mümkün olduğunca kısa tutulur. T2 ağırlıklı görüntüler ise kardiak kitleler gibi belirli endikasyonlar için kullanılır. T2A görüntülerde tek bir R-R intervali arasındaki süre TR için yetersidir. Bu nedenle 2 R-R intervalinde EKG tetikleme yapılır, böylece süre uzar (32).

SE sekanslarda akan kanda bulunan protonlardan sinyal alınmaz ve siyah görülür. 90 ve 180 derece RF pulsları verildikten sonra EKO oluşur. Ancak eko alınması için beklenen süre içinde kan içindeki hareketli protonlar kesiti terk edeceğinden kandan sinyal alınmaz ve siyah görülür. Kesit kalınlığı azaltılırsa, kan akım hızı artarsa (sistolde) kandan alınan sinyal en aza indirilir. Sinyali azaltmak için diğer bir metod ise 90-180 derece RF pulsları arasındaki zamanı dolayısıyla TE'yi artırmaktır. Standart spin eko sekanslarda sistolde kandan gelen sinyal en zayıftır. Ancak FSE sekanslarda ise; hızlı görüntülemeye bağlı olarak diastolik fazda optimal görüntü elde edilir (32).

SE sekansların klinikte kullanımı daha azdır. Solunum artefaktlarını azaltmak için görüntüleme zamanı kısaltılmalı, nefes tutma süresini aşmamalıdır. Bunun içinde klinikte FSE sekanslar kullanılarak daha hızlı görüntüleme sağlanır. FSE sekanslarda, sistolde hareket artacağından SE sekansa göre daha fazla bulanıklık artefaktı olabilir. Bu artefaktı azaltmak için görüntüleme diastolde yapılır ve double IR (DIR) pulslar eklenir. DIR sekanslarında ilki nonselektif ikincisi kanın longitudinal magnetizasyonunu sıfırlayan iki 180 derece RF pulsunu takiben SE pulsunu gönderilir. Kan sinyali en aza indirilir (Şekil 13). Inversion Time (IT) 400-600 msn arasındadır (32).



Şekil 12. Double IR Turbo SE Puls Sekansı Diagramı (34).

R dalgasının hemen ardından, nonselektif ve selektif peşpeşe iki 180<sup>0</sup> RF puls gönderilir. Böylece akan kan içindeki protonlardan gelen sinyal daha fazla baskılanır. TI (Inversion Time) süresi sonrasında 90<sup>0</sup> RF puls gönderilip veri kaydına başlanır. Kardiyak anatomi ve miyokardial lezyonlar daha net ayırt edilebilir.

HASTE (Half - Fourier Single - Shot Turbo SE with DIR) sekansında tek bir kalp atımında görüntü oluşturmak için veri toplanır. Kardiyak ve solunum artefaktları en aza iner. Ancak uzaysal çözünürlük ve sinyal-gürültü oranı da azdır. Daha iyi çözünürlük ve sinyal için Breath-hold Single-Slice FSE With Double IR sekanslar daha elverişlidir.

Multi -Slice FSE de ise nefes tutmadan FSE görüntüleme yapılır. Kısa eko train kullanılarak görüntüleme zamanı, solunum artefaktları ve bulanıklık azaltılır. SE sekanslarına benzer şekilde kandan sinyal alınmaz, IR pulsları gerekli değildir (32).

b-) Parlak kan görüntüleme sekansları ise fonksiyonel değerlendirmede, miyokard perfüzyonu ve canlılığının değerlendirilmesinde, kapak fonksiyonları, miyokard kontraktilesi, ventrikül volumleri, EF ve miyokard kütlelerinin değerlendirilmesinde kullanılır. Bu amaçla hızlı GRE sekanslar kullanılır. TR süresi kısa olup görüntüleme hızlıdır. Magnetik duyarlılığı fazladır (32).

Parlak kan görüntüleme için kullanılan temel sekanslar (27) ;

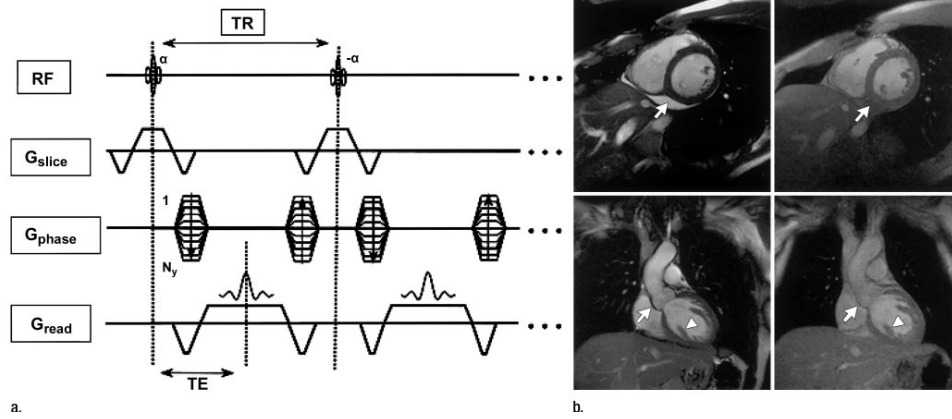
1. Steady-State Free Precission (SSFP)
2. Spoiled GRE

GRE görüntüleme de TR süresi dokunun T2 değerinden kısadır. Bu nedenle bir sonraki RF pulsundan önce transvers magnetizasyon tam olarak azalmaz. Kalan transvers magnetizasyon T2 kontrastına eklenir. Bu eklenen transvers magnetizasyon T1/T2 oranını azaltır. T2 etkisini artırır (32).

Spoiled GRE sekanslarda rezidü transvers magnetizasyon etkisini bozmak için ek bir RF pulsu veya gradient kullanılır. T1 ağırlıklı görüntüler elde edilir. SSFP - GRE sekans da ise bu bozulma yapılmaz, rezidüel transvers magnetizasyon ile T2/T1 kontrastı ve SNR artar. Yağ ve sıvılardan alınan sinyal artar. Kan diğer dokulara göre parlak görünür. Fonksiyonel değerlendirme için kullanılan sine görüntüleme de SSFP - GRE sekanslar kullanılır.

SSFP sekanslarda TR süresi kısa olduğundan çok hızlı görüntüleme yapılır. Sinyal gürültü oranı fazladır. T2 ağırlıklı görüntüler elde edilir. Görüntü kalitesi magnetik alan inhomojenitesine oldukça duyarlıdır. Akım hızına bağlı değildir. Spoiled GRE sekanslarda ise TR süresi uzun olup T1 ağırlıklı görüntüler elde edilir. Kandan alınan sinyal akım

hızına bağlı olarak değişir. TR süresi kısaltılırsa veya akım yavaşlarsa kesit alanına giren kan satüre olacağından sinyal gürültü oranı azalır. Spoiled GRE sekanslar time off flight (TOF) etkisine bağlı olarak türbülant akıma daha fazla duyarlıdır. SSFP sekanslar da magnetik alan inhomojenitesine bağlı bant şeklinde sinyal kayıpları (bant artefaktları) ortaya çıkar. TR ve TE süreleri kısa olduğundan kimyasal shift artefaktları da sık görülür. Spoiled GRE sekanslara göre türbülant akıma daha az duyarlıdır (32).



Şekil 13. SSFP Puls Sekans Diagramı (34).

a- Her üç yönde gradientler dengeli olarak açılıp, iki RF pulsu arasında eko kaydı yapılmaktadır. b- kısa aks görüntülerde SSFP ve Spoiled GRE sekanslar karşılaştırılmış. SSFP sekansda perikardial efüzyon (oklar) daha yüksek sinyal intensitesinde olup, kan-miyokard sınırları ve papiller kaslar (okbaşları) da SSFP de daha net görülüyor.

### 2.5.5. EKG Tetikleme Ve Sine Görüntüleme

Kalp hareketlerinden kaynaklanan artefaktları engellemek için EKG tetiklemeli görüntüleme yapılır. Kalp siklusunun istenilen noktalarından görüntüler elde edilir. Retrospektif veya prospektif EKG tetikleme yöntemleri kullanılabilir. Diastolik faz, kalp hareketlerinin en az olduğu faz olup, görüntüleme için diastol tercih edilir. Sine görüntüleme içinse retrospektif EKG tetikleme ile kardiyak siklusun tümü boyunca hareketli görüntüler elde edilir (32).

EKG elektrodları, sol göğüs duvarında uygun lokalizasyonlarına yerleştirilerek, düzgün bir EKG kaydı elde edilmelidir. Amaç R dalgalarını güçlendirmek T dalgalarını ise zayıflatmaktır. Güçlü T dalgaları R dalgası gibi davranarak yanlış tetiklemeye neden olabilir (32).

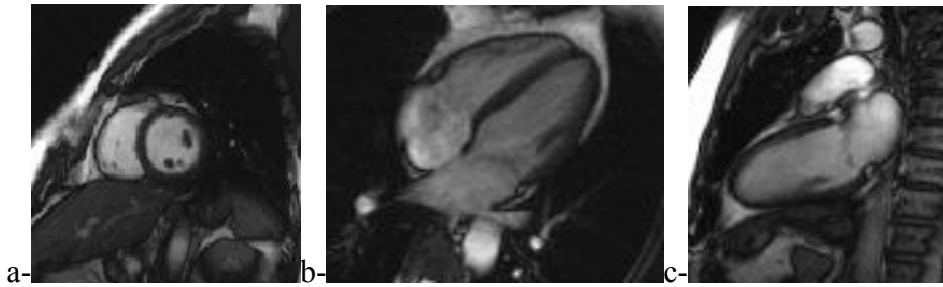
Aritmi, göğüs kafesi anomalileri, geniş perikardial efüzyon varlığı, elektrodların uygun yerleştirilmemesi EKG sinyal kabına veya artefaktlara neden olabilir.(33)

Sine görüntüleme; Sine görüntüler, kardiak siklus boyunca kalp hareketinin görüntülediği, kısa hareketli görüntülerdir. Segment görüntüleme ile her bir kardiak siklus 10-12 segmente bölünür. Her bir segmente -frame- adı verilir. 10-20 sn lik nefes tutma periodlarında birkaç kalp atımından elde edilen segmenter görüntüler hareketli video şeklinde kaydedilir. Bu görüntüler, myokard, ventrikul ve kapak fonksiyonları, kalp içerisinde kanın hareketi hakkında yararlı bilgiler verir (33).

Her bir frame'in elde edilmesi için geçen süre, zamansal çözünürlüğü ifade eder ve ideali 50-60 msn dir. Kalp hızı arttıkça, R-R intervali kısılacığından, aynı sayıda görüntü elde edebilmek için temporal çözünürlük artırılmalıdır(32).

#### 2.5.6. Kardiak Görüntüleme Planları

Kardiak görüntülemedeki temel planlar (29); dört boşluk, iki boşluk, kısa aks, sol ve sağ ventrikül çıkış yolu (LVOT-RVOT) olarak ifade edilir.



Şekil 14. Temel Kardiak Görüntüleme Planları (a-kısa aks, b-dört boşluk, c- iki boşluk).

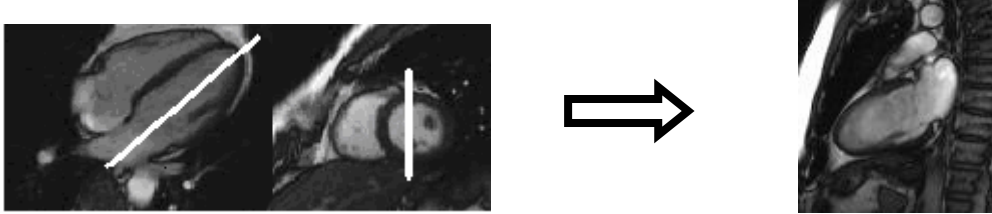
Öncelikle, aksial, koronal, sagittal planlarda pilot görüntüler elde olunduktan sonra, bu görüntülerden kardiak aks oryantasyonları belirlenerek, kısa ve uzun aks temel kardiak planlarda görüntüler elde edilir. Anatomik yapıyı değerlendirmek için ilave olarak, standart aksiyel, koronal ve sagittal planda görüntüler ilave edilebilir (30).

- Dört Boşluk Görüntüleri – horizontal uzun aks; kısa aks ve iki boşluk pilot görüntüleri kullanılarak elde edilir. Kesit, iki boşluk görüntüde mitral kapaktan apekse doğru yerleştirilir. Kısa aks görüntüde ise sol ventrikül kavitesinin santralinden, sağ ventrikül akut marjinine doğru yerleştirilir. Elde edilen dört boşluk sine görüntülerde sağ ve sol, atrium ve ventrikül birlikte görülür. Mitral ve triküspit kapaklar ve hareketleri de değerlendirilebilir.



Şekil 15. Dört Boşluk Görüntüleme

İki boşluk görüntü – vertikal uzun aks- elde etmek için; dört boşluk ve kısa aks pilot görüntüleri kullanılır. Kesit, kısa aks görüntüde interventriküler septuma paralel olarak yerleştirilir. Dört boşluk görüntüde ise mitral kapaktan apekse doğru, yine interventriküler septuma paralel olarak yerleştirilir.



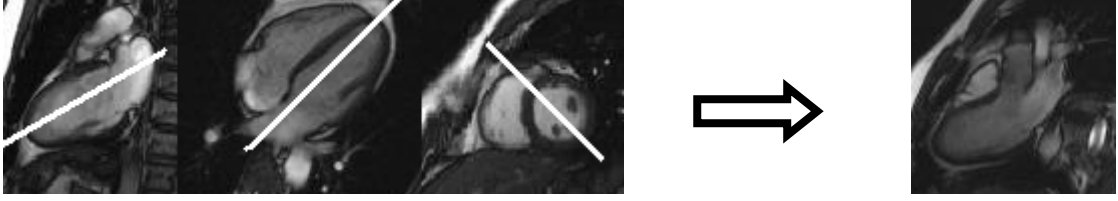
Şekil 16. İki Boşluk Görüntüleme

- Elde edilen iki ve dört boşluk görüntülerde mitral kapaktan apeks seviyesine kadar atrio ventriküler kapaklara paralel, perpendiküler kesit yerleştirilerek tüm ventrikül boyunca kısa aks görüntüleri elde edilir.



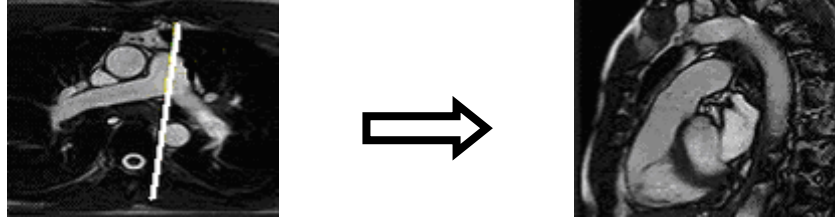
Şekil 17. Kısa Aks Sine Görüntüleme

- LVOT görüntü ise bazal kısa aks görüntüde aort kökünden sol ventrikül bazal kavitesine doğru kesit yerleştirilerek elde edilir.



Şekil 18. LVOT Görüntüleme

- RVOT görüntü elde etmek için transaksiyal FSE sekansı kullanılır. Kesit ana pulmoner artere perpendiküler yerleştirilir.



Şekil 19. RVOT Görüntüleme

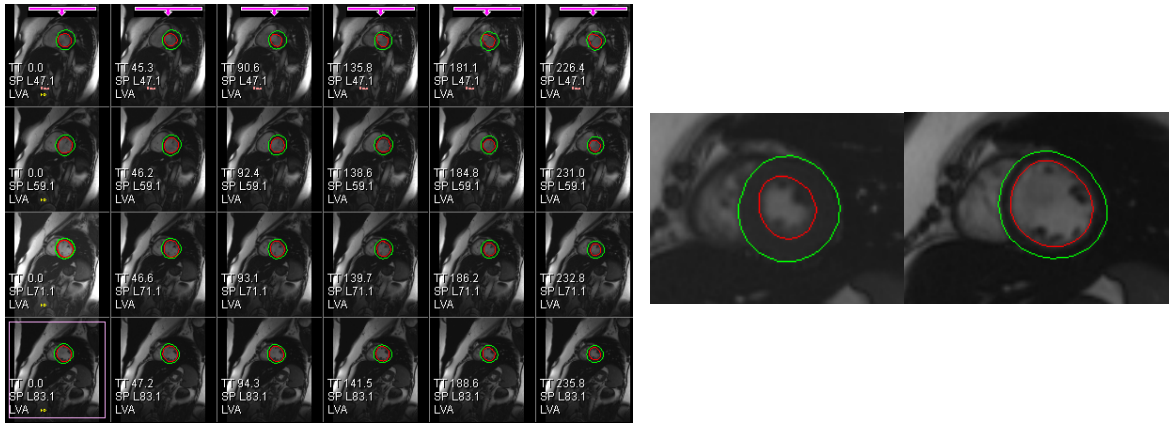
### 2.5.7. Kardiak Görüntüleme Protokolü.

Kardiak görüntüleme protokolü dört basamakta gerçekleştirilir (30).

- Başlangıçta hızlı pilot görüntüler alınarak transaksiyal, koronal ve sagittal üç ortogonal plan belirlenir.
- Daha sonra gerekli ise düşük çözünürlüklü anatomik detayı gösteren HASTE görüntüler her üç ortogonal düzlemde elde edilebilir.
- Standart planlarda GRE sine görüntüler (SSFP) ile spesifik kardiak görüntüleme yapılır. İstenilen planlarda spin eko görüntüler ilave edilebilir.
- Klinik duruma göre istenilen ek planlarda ve sekanslarda görüntülemeler yapılır.

### 2.5.8. Sol Ventrikül Fonksiyon Analizi

Kardiyak MR ile sol ventrikül volumleri, EF, atım hacmi, miyokard kütlesinin değerlendirilmesi için, pek çok metod kullanılır. Temel olarak, SSFP-sine görüntülerde en geniş ve endar sol ventrikul kavitesinin olduğu görüntüler seçilir. Kalp bazisi (mitral kapak düzeyi) ve apeksi belirlenir. Endokardial sınırlar semiotomatik olarak saptanır. Simpson metodu kullanılarak, ventrikul hacimleri, EDV, ESV, EF, SV değerleri hesaplanır. Trabekülayon ve papiller kaslar ventrikul kavitesinden kabul edilir. Ancak sol ventrikül hipertrofisi durumlarında miyokard kütlesine dahil edilmelidir (31).



Şekil 20. Simpson Metodu İle Kısa aks Görüntülerde Sistol ve Diastol Sonrası Endokardial ve Epikardial Sınırların Belirlenmesi ( papiller kaslar ventrikül kavitesi içine dahil edildi)

Myokard kütlesi tayini için de, endokardial ve epikardial sınırlar belirlenerek hacimler hesaplanır. Hacimlerin farkı alınarak myokard özkütlesi (1.04 g/dl) ile çarpılarak myokard kütlesi elde edilir (32).

Sol ventrikul fonksiyon analizinde kullanılan iki farklı MR yazılımı, çalışmamızda kullanılmış olup bunlar;

1. CMR Argus yazılımı (Siemens, Almanya)
2. CMR Tools LV Tutorials yazılımı (CVIS Limited, İngiltere)

**Tablo1. Normal EF, ESV, EDV, SV Ve Miyokardial Kütle Değerleri(30)**

	EF(%)	EDV(ml)	ESV(ml)	SV(ml)	M.KİTLE İNDEKSİ(g/m <sup>2</sup> )
<b>ERKEK</b>	56-78	77-195	19-72	51-133	<113
<b>KADIN</b>	56-87	52-141	13-51	33-97	<95

### 2.5.9. Kardiak MR Artefaktları

Kardiak MR incelemesinde; paralel görüntüleme yöntemleri, kısa süreli nefes tutma ve EKG monitarizasyonu ile hızlı görüntüleme yapılabilmesine rağmen, görüntü kalitesini etkileyen ve yanılgılara neden olabilen çeşitli artefaktlar yaygın olarak görülebilmektedir. Bunlar;nonspesifik MR artefaktları, kardiak MR sekanslarına spesifik artefaktlar ve ferromanyetik metallere ait artefaktlar olarak grublandırılabilir (35).

Nonspesifik MR artefaktlarını engellemek için; hastaya sounum egzersizleri yaptırılarak nefes tutmanın önemi açıklanmalıdır. EKG elektrodları doğru yerleştirilmeli ve kaliteli bir EKG trasesi elde edilmelidir. Hasta magnetin içine supin pozisyonunda ve düzgün bir şekilde yerleştirilmeli ve koillerin açık olduğu kontrol edilmelidir (35).

Hareket artefaktları; en yaygın görülen artefaktlardır. Periyodik kalp ve solunum hareketlerine, vasküler pulsasyona bağlı ortaya çıkar. Faz kodlama yönünde hayalet (ghosting) görüntüler oluşur. Bu artefaktları engellemek için optimal EKG tetikleme ile tek nefes tutmada görüntüleme yapılır. Periyodik olmayan hareketlerde ise tüm yönlerde görüntüde bulanıklık şeklinde artefakt ortaya çıkar (36).

Metalik artefaktlar; magnetik duyarlılık artefaktı olarak da bilinir. Ana magnetik alanın homojonitesinin bozulması sonucu görüntüde distorsiyona yol açar. Çıkarılabilen metallerin çıkarılması ile veya SE sekansları kullanılarak magnetik duyarlılık artefaktları azaltılabilir (30).

Wrap - around artefaktları; Görüntü katlanması olarak bilinen bu artefaktlar, FOV'un görüntülenecek anatomik yapıdan daha küçük seçilmesi durumunda ortaya çıkar. FOV dışında kalan yapılardan alınan sinyaller FOV içerisinde yanlış yerlere kodlanır. FOV büyütülerek artefaktın oluşması engellenebilir.

Kimyasal shift artefaktı; Yağ dokusu içerisindeki protonların salınım frekansı, su içerisindeki protonların frekansından daha azdır. Aynı voksel içerisindeki yağ ve su protonları farklı salınım frekanslarından dolayı, bilgisayar tarafından farklı konumlara kodlanır. T2A sekanslarda belirgindir. Önlemenin en basit ve etkili yolu yağ baskılı sekanslar kullanmaktır (37).

Parsiyel volum etkisi; İncelenecek anatomik yapı voksel hacminden küçük ise voksel içinde izlenemeyebilir. Çünkü vokselin sinyali içerdiği tüm dokuların sinyalinin ortalamasıdır. Piksel boyutu ve kesit kalınlığı azaltılarak bu artefakt engellenebilir. Aynı zamanda SNR azalacağından sinyali artırmak için NEX de artırılmalıdır (37).

Trunkasyon Artefaktı (Gibbs Fenomeni); sinyal şiddetinin ani olarak değiştiği sınırlara paralel uzanan bantlar ya da halkalar şeklindedir. Faz veya frekans kodlama yönünde olabilir, yüzeyden uzaklaştıkça azalır.

## 2.6. Ekokardiografi (EKO)

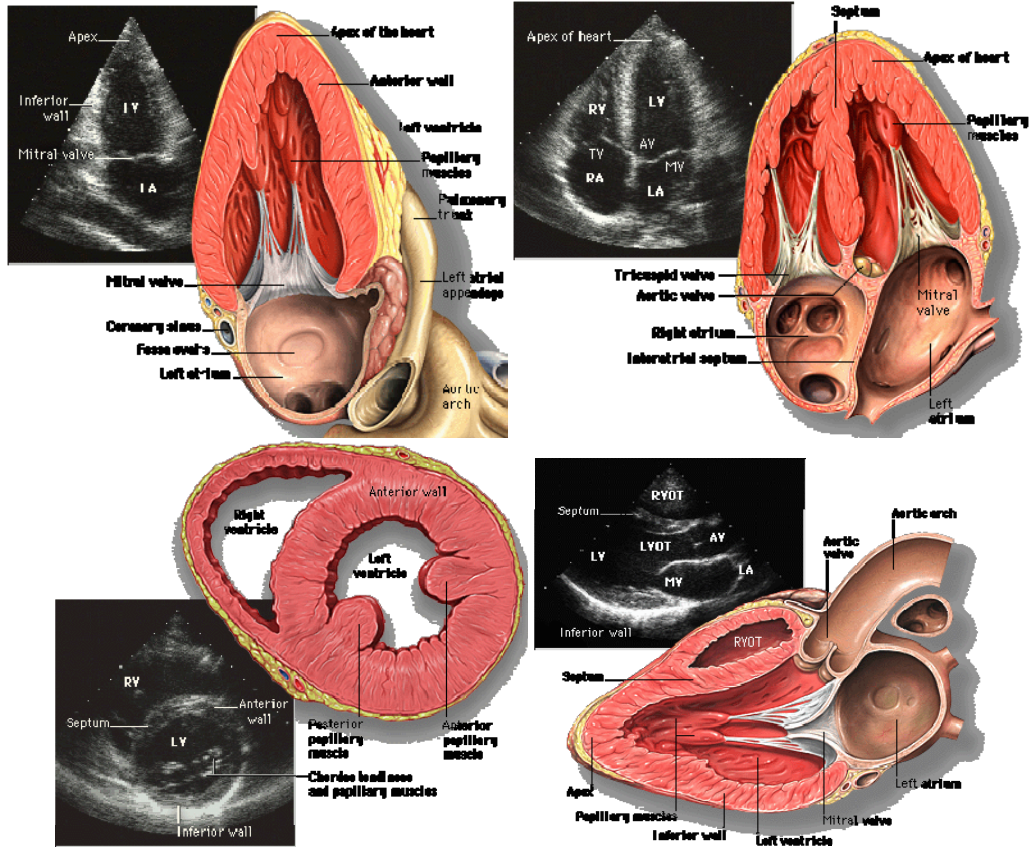
Kardiyoloji alanında en yaygın olarak kullanılan noninvaziv teknik ekokardiografidir. EKO iki boyutlu görüntüleme, M-mod EKO, doppler teknikleri ve kontrast EKO'dan oluşan uygulamalar grubudur (13).

Koroner, miyokard ve kalp ve kapak hastalıklarının tanısı, tedavinin fonksiyonlarının bilinmesi oldukça önemlidir. Sol ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi içinde klinikte en yaygın kullanılan noninvaziv tanı yöntemi 2D-EKO dur(13).

EKO bir ultrasound (yüksek frekanslı ses) kullanım tekniğidir. Bu ultrasoundu sağlayan transdüser içindeki piezoelektrik kristaldir. Bu kristaller elektrik uyarısını mekanik uyarıya (ses dalgasına), mekanik uyarıyı da elektrik uyarısına çevirir. EKO uygulaması için 2,5-3,5 mHz tansdüserler kullanılır. Elde edilen EKO'lar M-mod veya iki boyutlu EKO (2D-EKO) şeklinde kaydedilir(13).

2D EKO sol ventrikül sistolik fonksiyonları ve kalp boşluklarının değerlendirilmesi için ilk seçenektir. 2D EKO ile endokardial sınır ve ventrikül duvarlarının net görüntülenebilmesi sonucunda global ve ventriküler sistolik fonksiyonlar sağlıklı bir şekilde değerlendirilebilir (12).

EKO değerlendirmesi parasternal, apikal, subkostal ve suprasternal pencereleri içeren dört standart transdüser pozisyonda yapılır. Her transdüser pozisyonda kalbin uzun ve kısa ekseninde kesitsel görüntüleri elde edilir. 2D görüntüler ile eş zamanlı olarak M-mod görüntüleme yapılabilir. Böylece kalp boşluklarının boyutları, hacimleri, kapakların durumları değerlendirilebilir (12,13).



Şekil 21. 2D Ekokardiografi Görüntüleme Planları (38)

### 2.6.1. M-mod EKO

Parasternal uzun ekseninde, 2D EKO klavuzluğunda M-mod kayıtları alınır. Sol ventrikül, diastol ve sistol sonu çapları ölçülür. M-mod çizgisi sol ventrikül uzun eksenine dik gelecek şekilde getirilir, mitral arka kapağın hemen altından korda seviyesinden görüntü alınır. Sol ventrikül çapları, cinsiyet, ağırlık, boy gibi çeşitli faktörlere bağlı değişmekte ise de erişkinde ortalama end diastolik çap 35-56 mm, ensistolik çap ise 25-40 mm arasındadır. Duvar kalınlıkları, septumda ve arka duvarda 6-11 mm arasındadır (13).

M-mod tekniği ile tek hat üzerindeki ventrikül genişliği ve fonksiyonu hakkında bilgi edilir. Ancak iskemik hastalıklarda, duvar hareket kusuru varlığında yanlış sonuçlara neden olabilir (12).

## 2.6.2. 2D EKO

Parasternal uzun ve kısa ekseninde apikal dört ve iki boşluk planlarında görüntüleme yapılır. Apikal görüntüler düzgün kısalmaya uğramadan elde edilmelidir. Endokardial sınırın daha net olması için kontrast EKO veya harmonik görüntüler kullanılabilir. 2D EKO ile elde edilen sol ventrikül hacim değerleri gerçek hacimden daha düşük olmakla beraber MR ile elde edilen verilerle uyumludur (12).

3D EKO ve akustik inceleme yöntemleri ile daha doğru ve güvenilir veriler elde edilebilir. Ancak klinikte kullanımları henüz yaygınlaşmamıştır.

## 2.6.3. Sol Ventrikül Fonksiyonları

Sistol ve diastol sonu sol ventrikül hacimleri, ejeksiyon fraksiyonu, atım hacmi, kardiyak debi, fraksiyonel kısalma ve sol ventrikül kütlesi M-mod ve 2D EKO ile farklı metodlar kullanılarak hesaplanabilir. Elde edilen sonuçlar, kullanıcıya ve hastadan kaynaklanan vücut yapısı, obezite vb. faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterebilir (13).

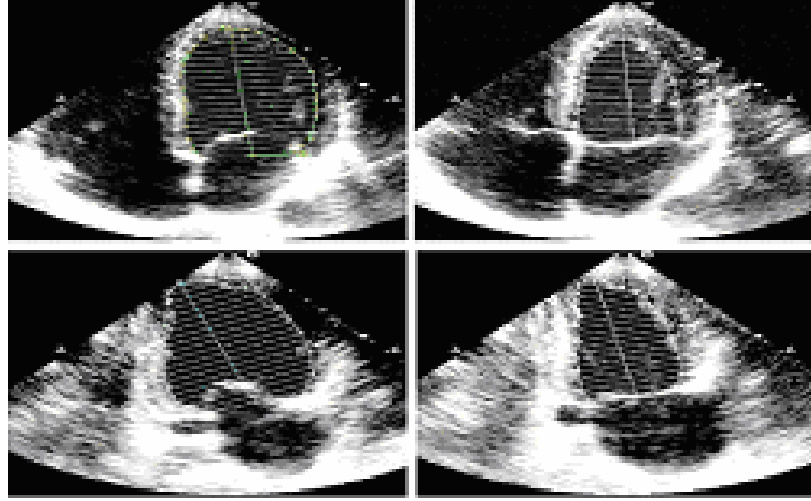
### 2.6.3.1. Hacim Hesapları

M-mod EKO da elde edilen sistol ve diastol sonu çaplar kullanılarak Teicholz formülü ile ESV ve EDV değerleri bulunabilir (12).

$$V = [7 / (2.4 + LVID)] \cdot (LVID)^3 \quad (LVID: \text{Sol Ventrikül Çapı}_\text{mm})$$

2D EKO da ise apikal iki ve dört boşluk görüntüleri kullanılarak modifiye Simpson metodu veya alan uzunluk metodu ile hacimler hesaplanabilir (13). En sık kullanılan yöntem modifiye Simpson metodu olup bu yöntemde apikal dört ve iki boşluk planlarda EKG yardımı ile alınan enddiastolik ve endsistolik görüntülerden endokardial sınırlar manuel olarak çizilir. Trabekülasyonlar ve papiller kaslar LV kavitesinin parçası kabul edilir. Sol ventrikül kavitesi eşit yüksekliğe sahip disklere bölünür. Ventrikül uzun ekseninin disk sayısına bölünmesi ile elde edilen disk yüksekliği disk alanı ile çarpılarak disk hacmi elde edilir. Disk hacimleri toplamı ventrikül iç hacmini verir (39).

$$V_{SA} = \sum A_N \times S \quad (A: \text{Kesit Alanı} \quad S: \text{Disk Yüksekliği} \quad N: \text{Disk Sayısı})$$



Şekil 22. İki Boyutlu Apikal Görüntülerde Simpson Metodu İle Hacim Ölçümleri(40)

### 2.6.3.2. Ejeksiyon Fraksiyonu

Kalp hastalıklarının prognozunun değerlendirilmesinde en yaygın kullanılan parametredir. M-mod ve 2D EKO yöntemleri ile elde edilen sistol ve diastol sonu hacim değerleri kullanılarak hesaplanır (39).

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

M-mod yönteminde midventriküler papiller kas seviyesinden yapılan çap ölçümleri kullanılarak da hesaplanabilir.

### 2.6.3.3. Strok Volume- Atım Hacmi

Herbir kardiyak siklusda aortaya atılan kan hacminin miktarı olup kardiyak hastalıkların tanı ve tedavisinde rol oynayan önemli bir ölçümdür (12). Strok volume Simpson Metodu ile elde edilen diastol sonu hacimden sistol sonu hacmin çıkarılması ile hesaplanabilir. Bu fark eğer kapak yetmezliği yok ise sol ventrikül çıkış yolundan (LVOT) geçen atım hacmine eşittir. Atım hacmi aynı zamanda LVOT alanı ve LVOT den geçen akım hızı çarpımı ile de hesaplanabilmektedir.

Kardiyak output (debi) ise atım hacminin kalp hızı ile çarpımına eşittir. Birimi lt/dk. dır. Kardiyak indeks; kardiyak debinin vücut yüzey alanına (BSA) bölünmesi ile elde edilir(13).

#### 2.6.3.4. Fraksiyonel Kısalma

Herbir sol ventrikül kontraksiyonundan sol ventrikül çaplarının değişim yüzdesidir. Normal değeri % 30'un üzerindedir (12). EF'ye benzer sonuçlar verir ve EF'de olduğu gibi miyokard kontraktilite bozuklukları ve kalbin yüklenme durumlarından etkilenir.

$$FS = (LVID_d - LVID_s) / LVID_d$$

#### 2.6.3.5. Miyokard Kütlesi

Hipertansiyon, kapak hastalıkları, kardiomyopatilerde görülen sol ventrikül hipertrofinin tanısı, tedavi ve prognozun takibinde kullanılan bir parametredir. Sol ventrikül kitlesindeki artış dört şekilde olabilir (13); Konsantrik, eksantrik, fizyolojik hipertrofi ve konsantrik remodelling.

M-mod yönteminde, ventrikül küre gibi kabul edilerek küp formülü ile miyokard kitlesi hesaplanabilir. İnterventriküler septum (IVSd) ve arka duvar (PWd) kalınlıkları ve diastol sonu ventrikül çapları (LVID) kullanılarak aşağıdaki formül ile hesaplanır (40).

$$LV \text{ mass} = 0,8[1,04.(IVSd + LVID+PWd)^3 - (LVID)^3] + 0,6\text{gr}$$

2D EKO ile alan uzunluk metodu ve tepesi kesik (truncated) elipsoid metodlar kullanılarak daha güvenli sol ventrikül sonuçları elde edilebilmektedir. Apikal dört ve iki boşluk planlardan diastol sonu görüntüler alınır. Epikard ve endokard sınırları belirlenerek tüm sol ventrikül hacminden (epikardial), intrakaviter sol ventrikül hacmi (endokardial) çıkarılarak sol ventrikül duvar hacmi hesaplanır. Papiller adeleler miyokard kütlesine dahil edilir. Miyokard özgül ağırlığı (1,04 g/dl) ve hacmin çarpımı ile miyokard kütlesi hesaplanır (40)

### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

#### **3.1 Çalışma Kapsamı**

Nisan 2009- Aralık 2009 süresince Selçuk Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi (S.Ü.M.T.F.) Radyoloji Anabilim Dalı Bilgisayarlı Tomografi Ünitesinde koroner BT Anjiyografi tetkiki yaptırmak üzere başvuran hastalar çalışma grubuna alındı.64 Kesitli BT (SOMATOM Sensation, Siemens Medical Systems, Almanya) kullanılarak gerçekleştirilen koroner BT Anjiyografi tetkiki sonrasında MR tetkiki için herhangi bir kontrendikasyona sahip olmayan hastalara kardiyak MR (Magnetom Symphony 2004A; Siemens Medical Systems,Almanya ) incelemesi yapıldı. Ayrıca koroner BTA ve Kardiyak MR sonrasında bu hastalara S.Ü.M.T.F Kardiyoloji Anabilim Dalı Ekokardiyografi ünitesinde 2D- EKO ve M- mod EKO (Philips Ultrasound M 2540A,Philips Medical Systems, USA))değerlendirmeleri yapıldı. EKO incelemeleri tek hekim tarafından yapıldı. Çalışmaya yaş aralığı 51.4±14.9 olan 40 hasta dahil edildi. Solunum sıkıntısı olan, tetkik sırasında nefes tutamayan hastalar ve klastrofobisi olan hastalar çalışma dışı bırakıldı.

#### **3.2 Kardiyak BT Görüntüleme Protokolü**

Tüm kardiyak BTA tetkikleri S.Ü.M.T.F. Radyoloji Anabilim Dalı Bilgisayarlı Tomografi Ünitesinde 64 kesitli BT ( SOMATOM Sensation, Siemens Medical Systems, Almanya ) cihazında aşağıdaki teknik parametreler ile gerçekleştirilmiştir:

Gantri rotasyon zamanı: 330 ms, kesit ve detektör kalınlığı: 0.6 mm, rekonstrüksiyon indeksi: 0.6 mm, dedektör konfigürasyonu: 64x0.6 mm, matriks: 512X512. Görüntüler retrospektif EKG ve multisegmenter rekonstrüksiyon yolu ile elde edildi. Pitch kalp hızına göre cihaz tarafından otomatik olarak ayarlandı. Efektif mAs 870-900, kV 120 idi.

Hastalara tetkik öncesinde antekübital 18 G intravenöz damar yolu açıldı, EKG bağlanarak kalp hızları ve ritimleri kontrol edildi. Kalp hızı 70'in üzerinde olan hastalara 3 gün öncesinde oral beta blokör ( Beloc 50-100 mg) verildi. Tetkik öncesinde hastaların 4 saat aç kalması istendi. Hastalar masaya alınmadan önce solunum egzersizleri yaptırıldı. Kontrast madde enjeksiyonuna bağlı vücutta sıcaklık hissi yayılabileceği ve nefes tutmasının önemine ilişkin uyarılarda bulunuldu.

Hastalar supin pozisyonunda gantrynin santraline yerleştirilecek şekilde yatırıldı. EKG monitarizasyonu yapıldı. Kalp hızı 70'in üzerinde olan hastalara IV. 5 mg/5ml Beta blokör üç doza kadar (5-15 mg) uygulandı.

Skenogram alınmasını takiben aort kökü düzeyinden geçen bir kesit alınarak bolus izleme yöntemi (CARE Bolus, Siemens Medical Systems, Almanya) ile ROI aort köküne yerleştirilerek, iv yoldan 4.5-5.5 ml/sn hızla otomatik enjektör ( Ulrich,Medizintechnik, Almanya ) ile 90-100 ml noniyonik kontrast madde ve ardından 30 ml SF verilmiştir. ROI 200 HU dansiteye ulaştığında veri toplanmaya başlanmış olup, kraniokaudal yönde karina düzeyinden diafragma kadar tarama yapıldı. Tetkik süresi yaklaşık 8-13 saniye idi.

Tüm kardiyak BT anjiyografi tetkikleri komplikasyonsuz olarak tamamlanmıştır.

### **3.3. Kardiyak BT Çalışma Metodu**

R-R aralığında %10'luk dilimler halinde % 0-100 e kadar multisegmenter rekonstrüksiyon ile Kernel 30 filtre kullanılarak elde edilen 0.75 mm kalınlığındaki veriler, LEONARDO ( Siemens ) çalışma istasyonuna gönderildi.

Koroner BT anjiyografi tetkikleri LEONARDO (Siemens) çalışma istasyonunda CIRCULATION yazılımı kullanılarak değerlendirildi. Öncelikle aksial plandaki ham görüntülerden 3D reformat görüntüler elde edildi ve kardiyak planlar oluşturuldu. LVA - sol ventrikül analizi yazılımı ile her üç temel kardiyak planda (HLA, VLA ve SA ); sistol ve diastol sonu fazlar, interventriküler septum ve mitral kapak seviyeleri belirlendi. Daha sonra endokardial ve epikardial sınırlar mitral ve aort kapağı seviyesinden apekse kadar semiotomatik olarak çizildi ve hatalı çizimler düzeltildi. Papiller kaslar ventrikül kavitesi içerisine dahil edildi. Veriler, simpson metodu ile hacim hesapları yapılarak elde edildi. Her hastada görüntülerin programa yüklenmesinden verilerin elde edilmesine kadar süre tutuldu.

### **3.4. Kardiyak MR Görüntüleme Protokolü.**

Tüm kardiyak MR tetkikleri S.Ü.M.T.F. Radyoloji Anabilim Dalı MR Ünitesinde 1.5 Tesla MR cihazında ( Magnetom Symphony 2004A; Siemens Medical Systems) değerlendirilmiştir.

Olgular supin pozisyonda EKG eşliğinde tarandı. Sinyal toplanması için spine ve body array koil kombinasyonu kullanıldı. “Cardiac gated multi segmented cine steady-state free precession (SSFP)” sekansı kullanıldı. Multi segmentli sine görüntüleme parametreleri, TR: 60,2 ms; TE: 1,89 ms; flip angle: 80 derece; FOV: 320 mm; matriks: 192x256; kesit kalınlığı: 10 mm; kesit aralığı: 2 mm şeklindeydi.

Her görüntü alınırken olgulardan ekspiryum sonunda nefes tutmaları, istendi. İlk olarak düşük rezolüsyonlu aksiyel, koronal ve sagittal planlarda tarama görüntüleri alındı. Psödovertikal uzun aks ve kısa aks görüntüleri, tarama kesitlerinden oluşturuldu.

Horizontal uzun aks (4 boşluk) görüntüleri elde olunan psödovertikal uzun aks ve kısa aks görüntülere göre planlandı, Vertikal uzun aks (2 boşluk) görüntüleri ise; horizontal uzun aks ve kısa aks görüntülerden planlandı. Kısa aks görüntüleri; horizontal ve vertikal uzun aks görüntülerden mitral kapaktan apekse kadar mitral kapağa paralel olarak planlandı. Toplamda her olgunun sol ventrikülünün 7-13 görüntüsü tüm ventrikülü kapsayacak şekilde alındı. Ortalama MR inceleme süresi 20-25 dakikaydı. Elde olunan tüm görüntüler LEONARDO (Siemens) iş istasyonuna gönderildi. İki farklı MR yazılımı kullanılarak, fonksiyonel analiz gerçekleştirildi.

### **3.5. Kardiyak MR Çalışma Metodu**

MR argus yazılımı ve CMR tools yazılımları kullanılarak; endokardiyal ve epikardiyal sınırlar manuel olarak çizildi ve fonksiyonel analiz gerçekleştirildi.

MR ARGUS ( Siemens, Almanya) yazılımı;

Kısa aks görüntülerde diyastol ve sistol sonu endokardiyal ve epikardiyal sınırlar çizildi. İlk görüntü serisi diyastol sonu faz sırasında elde olundu. Sistol ve diyastol sonu fazları belirlemek için sırasıyla orta ventriküler düzeyde endar ve en geniş ventrikül kavitesi boyutu kullanıldı. Endokard sınırları kan ile dolu kavitenin hiperintensitesi ile miyokardın orta derecedeki intensitesi arasındaki farklılık kullanılarak çizildi. Papiller kaslar ventriküler kavite içine dahil edildi. Epikard sınırı belirlenirken septum sol ventriküle dahil edildi. Kan ile dolu, miyokard tarafından %50'nin üzerinde çevrili olan kaviteler bazal segment olarak tanımlandı ve ventriküler kaviteye dahil edildi. Simpson yöntemi kullanılarak ventrikül hacimleri, EF ve miyokard kütlesi verileri elde edildi. Her hastada görüntülerin programa yüklenmesinden verilerin elde edilmesine kadar süre tutuldu.

CMR Tools LV tutorials (CVIS Limited, İngiltere) yazılımı;

MR Argus metodundakine benzer şekilde, sistol ve diastol sonu en geniş ve en dar hacimler seçilerek, öncelikle ventrikül orta ekseni belirlenip, endokardial ve epikardial sınırlar manuel olarak çizildi. Atrioventriküler kapak seviyeleri sistol ve diastol sonunda belirlendi. Tüm fazlarda endokardial ve epikardial sınırlar, kapak seviyeleri kontrol edilip ve düzeltildi. 3 boyutlu (3D) modelleme yapılarak üç boyutlu ve hareketli görüntüler elde edildi. Ventrikül hacimleri, EF ve miyokard kütlesi verileri elde edilir. Papiller kaslar miyokard kütlesine dahil edildi. Her hastada görüntülerin programa yüklenmesinden verilerin elde edilmesine kadar süre tutuldu.

### **3.6. İki Boyutlu EKO Görüntüleme Protokolü ve Çalışma Metodu**

Ekokardiyografik değerlendirmeler, (Philips Ultrasound M2540A, Philips Medical Systems, USA) marka ekokardiografi cihazı kullanılarak 2.5 MHz'lik proba gerçekleştirildi. Sol yan yatar pozisyonda, parasternal uzun ve kısa aks, apikal 4 ve 2 boşluk görüntüleri elde olundu. Olguların ekokardiografileri aynı kardiyolog tarafından yapıldı.

Ekokardiyografik ölçümler Amerikan Ekokardiyografi Derneği tarafından önerilen kriterler temel alınarak yapıldı. Olgular sırasıyla M-mod ve 2B ekokardiografi incelemelerine tabi tutuldular. M-mod değerlendirmede (mitral kapak düzeyinde ventrikül uzun aksına dik olarak) sol ventrikül diyastol sonu çapı, sol ventrikül sistol sonu çapı, interventriküler septum kalınlığı ve parasternal uzun aks görüntülerde posterior duvar kalınlığı ölçüldü. Bu değerlerden ejeksiyon fraksiyonu ve sol ventrikül kütlesi hesaplandı.

2D-ekokardiografi incelemesinde apikal 4 boşluk ve 2 boşluk görüntülerden diyastol ve sistol sonunda endokardial sınırlar manuel olarak çizildi. Papiller kaslar miyokard kütlesine dahil edildi. İki boşluk ve dört boşluk diyastol ve sistol sonu hacimleri, stroke volum, kardiyak output, ejeksiyon fraksiyonu modifiye Simpson metoduna göre hesaplandı. İstatiksel analiz için, 4B ve 2B ESV, EDV, SV ve EF değerlerinin ortalaması alınarak, ortalama ESV, EDV, SV ve EF değerleri kullanıldı.

### 3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Her üç modalite ve dört ayrı hesaplama yöntemi ile elde edilen sol ventrikül fonksiyon değerleri; ESV, EDV, EF, SV, CO ve myokard kütlesi verileri değerlendirmeye alındı. Tüm istatistiksel analizler Windows için SPSS 15.0 (SPSS, Chicago, Illinois) istatistik program paketi ile gerçekleştirildi.

Kardiyak BT, MR CMR tools, MR Argus ve EKO ile elde edilen sol ventrikül fonksiyonel parametreleri için, minimum, maksimum ve ortalama değerleri ile standart sapmalar hesaplandı. CMR tools LV tutorials yazılımı ile üç boyutlu olarak elde edilen sonuçlar, altın standart kabul edildi. Her bir veri için Pearson korelasyonu, Intraclass Correlation Coefficient (ICC) değerleri hesaplanarak, korelasyon ve güvenilirlik analizleri yapıldı. Ek olarak Bland-Altman analizi ile de elde edilen her bir parametre için sistemik hata ve uyumluluk dereceleri hesaplandı.

## 4.BULGULAR

### 4.1. Hasta Popülasyonu

Toplam 40 hastanın yaşları 16 ile 80 yaş arasında değişmekte olup, ortalama yaş 51,40±14,9 yaş olarak saptandı. Hastaların 25' i erkek, 15' i bayandı. Hastaların ortalama boyları 167,9±10,68 cm, kilo ortalaması ise, 78,2±15,12 kg' dı.

**Tablo 2. Hastaların Yaş, Kilo Ve Boy İstatistikleri**

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. Sapma
<b>YAŞ</b>	40	16,00	80,00	51,40	14,90
<b>KİLO</b>	40	47,00	105,00	78,20	15,12
<b>BOY</b>	40	150,00	186,00	167,90	10,68

Hastaların 2'si koroner arter anomalisi, 1'i by-pass değerlendirmesi, 1'i stent değerlendirmesi, 1'i aort anevrizması, 5'i atipik göğüs ağrısı, diğerleri de koroner arter hastalığı ön tanıları ile, kardiak BTA tetkiki yapılmak üzere kliniğimize başvurdu. Kardiak BTA incelemelerinin sonucunda, 3 hastada sol dominansi, 8 hastada miyokardial bant, 5 hastada koroner arter anomalisi, bir hastada aort anevrizması tespit edildi. 7 hastada bir veya daha fazla koroner arterde anlamlı darlığa yol açmayan plaklar, 7 hastada ise anlamlı darlığa neden olan plaklar izlendi. 7 hastanın sol ventrikül fonksiyonlarında bozukluk mevcuttu. 11 hastanın raporu ise normal sınırlarda değerlendirildi.

### 4.2. Ejeksiyon Faksiyonu

CMR-tools ile elde edilen ortalama EF değerleri; 63.57±11.08, BT ile elde edilen ortalama EF değerleri ise 61.52±12.18 olup, BT ile CMR-tools arasında iyi korelasyon ( $r=0.702$   $p<0.001$ ) saptandı. ICC güvenilirlik katsayısı ise  $R_1= 0.773$  dü. EKO ile elde edilen ortalama değer ise; 60.29±8.97 olup, CMR-tools ile korelasyonu ( $r= 0.449$   $p<0.004$ ) orta derecede, güvenilirliği ise ( $R_1=0.611$ ) iyi derecede idi.

MR Argus ile elde edilen ortalama EF değeri 61,39±11,16  $r= 0.746$   $p<0.001$   $R_1= 0.854$  olup, CMR tools ile en iyi korelasyonu ve güvenilirliği göstermekteydi.

**Tablo 3. EF İstatistikleri**

	N	Minimum	Maximum	Ortalama	Std. Sapma
<b>EF.BT</b>	40	25,00	81,00	61,52	12,18
<b>EF.EKO</b>	40	28,00	76,10	60,29	8,97
<b>EF.ARGUS</b>	40	31,50	79,40	61,39	11,16
<b>EF.CMR-TOOLS</b>	40	29,00	81,00	63,57	11,08

**Tablo 4. EF CMR-tools için ICC (Intraclass Correlation Coefficient) ve Pearson Korelasyonu**

<b>EF.CMR-TOOLS (63,57±11,08)</b>				
	<b>X±SS</b>	<b>R<sub>1</sub></b>	<b>r</b>	<b>P</b>
<b>EF. BT</b>	61,52±12,18	0,773	0,702	<0.001
<b>EF. ARGUS</b>	61,39±11,16	0,854	0,746	<0.001
<b>EF. EKO</b>	60,29±8,97	0,611	0,449	<0.004

**4.3. Endsistolik ve Enddiastolik Hacimler (ESV, EDV)**

CMR-tools ile elde edilen ortalama ESV değerleri;  $57.85 \pm 35.01$ , BT ile elde edilen ortalama ESV değerleri ise  $58.87 \pm 31.71$  olup, BT ile CMR-tools arasında iyi korelasyon ( $r = 0.881$   $p < 0.001$ ) saptandı. ICC güvenilirlik katsayısı ise  $R_1 = 0.935$  di. EKO ile elde edilen ortalama değer ise;  $46.37 \pm 26.68$  olup, CMR-tools ile korelasyonu ( $r = 0.792$   $p < 0.001$ ) ve güvenilirliği ( $R_1 = 0.866$ ) iyi derecede idi.

CMR-tools ile elde edilen ortalama EDV değerleri  $151.55 \pm 52.62$ , BT ile elde edilen ortalama EDV değerleri ise  $148.10 \pm 44.14$  olup, BT ile CMR-tools arasında çok iyi korelasyon ( $r = 0.915$   $p < 0.001$ ) saptandı. ICC güvenilirlik katsayısı ise  $R_1 = 0.948$  di. EKO ile elde edilen ortalama değer ise;  $109.97 \pm 37.02$  olup, CMR-tools ile korelasyonu ( $r = 0.783$   $p < 0.001$ ) ve güvenilirliği ( $R_1 = 0.849$ ) iyi derecede idi.

MR Argus ile elde edilen ortalama ESV değeri  $58.94 \pm 11.16$   $r = 0.961$   $p < 0.001$   $R_1 = 0.927$ , ortalama EDV değeri  $144.40 \pm 47.57$   $r = 0.961$   $p < 0.001$   $R_1 = 0.927$  olup, CMR-tools ile çok iyi korelasyonu ve güvenilirliği göstermektedir. MR-Argus yazılımında papiller kaslar ventrikül kavitesine, CMR-toolsda ise miyokard kütesine dahil edildiği halde en iyi korelasyon ve güvenilirlik değerleri her iki MR yazılımı arasında idi.

**Tablo 5. ESV ve EDV İstatistikleri**

	N	Minimum	Maximum	Ortalama	Std. Sapma
ESV.BT	40	16,00	184,00	58,87	31,70
ESV.EKO	40	21,50	150,00	46,37	26,68
ESV.MR.ARGUS	40	18,00	205,00	58,94	36,49
ESV.CMR-TOOLS	40	12,00	203,00	57,85	35,01
EDV.BT	40	82,00	346,00	148,10	44,14
EDV.EKO	40	56,00	242,50	109,97	37,02
EDV.MR.ARGUS	40	61,30	299,00	144,40	47,57
EDV.CMR-TOOLS	40	56,00	360,00	151,55	52,62

**Tablo 6. ESV CMR-tools için ICC (Intraclass Correlation Coefficient) ve Pearson Korelasyonu**

ESV CMR-TOOLS (57,85±35,01)				
	X±SS	R <sub>1</sub>	r	P
ESV. BT	58,87±31,70	0,935	0,881	<0.001
ESV. ARGUS	57,85±36,49	0,961	0,927	<0.001
ESV. EKO	46,37±26,68	0,866	0,792	<0.001

**Tablo 7. EDV CMR-tools için ICC (Intraclass Correlation Coefficient) ve Pearson Korelasyonu**

EDV CMR-TOOLS (151,55±52,62)				
	X±SS	R <sub>1</sub>	r	P
EDV. BT	148,10±44,14	0,948	0,915	<0.001
EDV. ARGUS	144,40±47,57	0,936	0,884	<0.001
EDV. EKO	109,97±37,02	0,849	0,783	<0.001

#### 4.4. Stroke Volum (SV) ve Kardiak Output (CO)

CMR-tools ile elde edilen ortalama SV değerleri; 93.75±31.94, BT ile elde edilen ortalama SV değerleri ise 89.22±27.87 olup, BT ile CMR-tools arasında çok iyi korelasyon ( $r = 0.828$   $p < 0.001$ ) saptandı. ICC güvenilirlik katsayısı ise  $R_1 = 0.901$  di. EKO ile elde edilen ortalama değer ise; 63.59±19.52 olup, CMR-tools ile korelasyonu ( $r = 0.559$   $p < 0.005$ ) ve güvenilirliği ( $R_1 = 0.435$ ) orta derecede idi.

CMR-tools ile elde edilen ortalama CO değerleri  $6.12\pm 2.24$ , BT ile elde edilen ortalama CO değerleri ise  $5.51\pm 1.71$  olup, BT ile CMR-tools arasında iyi korelasyon ( $r = 0.796$   $p < 0.001$ ) saptandı. ICC güvenilirlik katsayısı ise  $R_1 = 0.869$  di. EKO ile elde edilen ortalama değer ise;  $4.15\pm 1.20$  olup, CMR-tools ile korelasyonu ( $r = 0.608$   $p < 0.001$ ) ve güvenilirliği ( $R_1 = 0.673$ ) iyi derecede idi.

MR Argus ile elde edilen SV değeri  $86.26\pm 22.33$ ,  $r = 0.608$   $p < 0.001$   $R_1 = 0.727$ , ortalama CO değeri  $5.61\pm 1.56$   $r = 0.619$   $p < 0.001$   $R_1 = 0.734$  olup, CMR-tools ile iyi korelasyonu ve güvenilirliği göstermektedir.

**Tablo 8. SV ve CO İstatistikleri**

	N	Minimum	Maximum	Ortalama	Std. Sapma
<b>SV.BT</b>	40	40,00	218,00	89,22	27,87
<b>SV.EKO</b>	40	30,00	129,00	63,59	19,52
<b>SV.MR.ARGUS</b>	40	43,30	151,70	86,26	22,33
<b>SV.CMR-TOOLS</b>	40	44,00	258,00	93,75	31,94
<b>CO.BT</b>	40	3,52	13,08	5,51	1,71
<b>CO.EKO.</b>	40	1,98	8,67	4,15	1,20
<b>CO.MR.ARGUS</b>	40	3,20	11,98	5,61	1,56
<b>CO.CMR-TOOLS</b>	40	4,14	18,06	6,12	2,24

**Tablo 9. SV CMR-tools için ICC (Intraclass Correlation Coefficient) ve Pearson Korelasyonu**

<b>SV CMR-TOOLS (93,75±31,94)</b>				
	<b>X±SS</b>	<b>R<sub>1</sub></b>	<b>R</b>	<b>p</b>
<b>SV. BT</b>	89,22±27,87	0,901	0,828	<0.001
<b>SV. ARGUS</b>	86,26±22,33	0,727	0,608	<0.005
<b>SV. EKO</b>	63,59±19,52	0,559	0,435	<0.001

**Tablo 10. CO CMR-tools için ICC (Intraclass Correlation Coefficient) ve Pearson Korelasyonu**

<b>CO.CMR-TOOLS (6,12±2,24)</b>				
	<b>X±SS</b>	<b>R<sub>1</sub></b>	<b>r</b>	<b>P</b>
<b>CO. BT</b>	5,51±1,71	0,869	0,796	<0.001
<b>CO. ARGUS</b>	5,61±1,56	0,734	0,619	<0.001
<b>CO. EKO</b>	4,15±1,20	0,673	0,608	<0.001

#### 4.5. Miyokardial Kütle

CMR-tools ile elde edilen ortalama sol ventrikül miyokard kütlesi değerleri; 124.10±43.30, BT ile edilen ortalama değerler ise 143,60±50.67 olup, BT ile CMR-tools arasında çok iyi korelasyon ( $r=0.884$   $p<0.001$ ) saptandı. ICC güvenilirlik katsayısı ise  $R_1=0.932$ dü. EKO ile elde edilen ortalama değer ise; 168.84±61.49 olup, CMR-tools ile korelasyonu ( $r= 0.414$   $P< 0.008$ ) ve güvenilirliği ise ( $R_1=0.560$ ) orta derecede idi.

MR Argus ile elde edilen ortalama CO değeri 124.70±40.62,  $r= 0.885$   $p<0.001$   $R_1=0.938$  olup, CMR-tools ile çok iyi korelasyonu ve güvenilirliği göstermektedir.

**Tablo 11. Miyokardial Kütle İstatistikleri**

	<b>N</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>Ortalama</b>	<b>Std. Sapma</b>
<b>M.KÜTLE.BT</b>	40	81,00	293,00	143,60	50,67
<b>M.KÜTLE.EKO</b>	40	65,30	385,00	168,84	61,49
<b>M.KÜTLE.MR.ARGUS</b>	40	55,00	232,00	124,70	40,62
<b>M.KÜTLE.CMR-TOOLS</b>	40	72,00	270,00	124,10	43,30

**Tablo 12. Miyokardial Kütle CMR-tools için ICC (Intraclass Correlation Coefficient) ve Pearson Korelasyonu**

<b>M.KÜTLE CMR-TOOLS (124.10±43.30)</b>				
	<b>X±SS</b>	<b>R<sub>1</sub></b>	<b>r</b>	<b>P</b>
<b>M.KÜTLE. BT</b>	143,60±50.67	0,932	0,884	<0.001
<b>M.KÜTLE. ARGUS</b>	124.70±40.62	0,938	0,885	<0.008

<b>M.KÜTLE. EKO</b>	168.84±61.49	0,560	0,414	<0.001
---------------------	--------------	-------	-------	--------

Bland- Altman analizlerinde ise, tüm fonksiyonel parametrelerin her bir modalite için, CMR-tools ile sistemik hata ve uyumları belirlenerek grafikler ile gösterildi. Her bir metodun CMR-tools ile farkları ve ortalamaları hesaplandı. 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 metodlar arasında yüksek uyum ve en az hata olduğu kabul edildi. Buna göre, en yüksek uyum ve en az hata tüm parametrelerde her iki MR metodu arasında idi. BT ile CMR-tools arasındaki uyum ve hata sınırları da en az MR Argus - CMR-tools kadar iyi idi. EKO ile CMR-tools farkları ise sıfırdan uzak ve uyum sınırları daha genişti. EKO-CMR tools uyumu BT-CMR tools uyumuna göre daha düşük seviyelerdeydi.

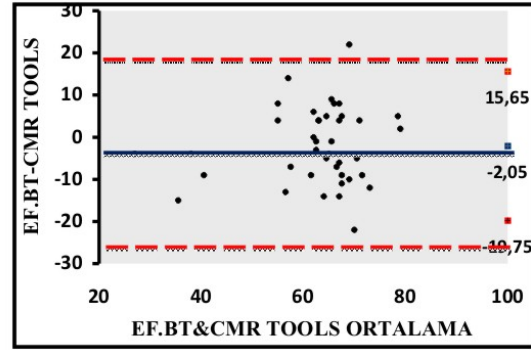
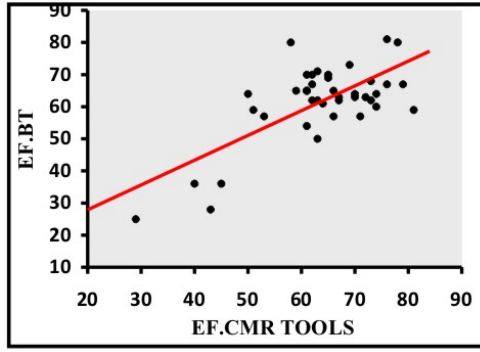
#### 4.6. BT ve MR yazılımları ile sol ventrikül fonksiyonlarının hesaplama süreleri

MR ve BT de postproces işlem süreleri karşılaştırıldığında, BT ve MR Argus ile daha hızlı hesaplamalar yapılabilirken, CMR-tools metodunda işlem daha uzun sürmekte idi. Ortalama postproces işlem süreleri, BT de  $206.42 \text{ sn} \pm 44.98$ , MR Argusda  $249.53 \text{ sn} \pm 54.83$ , MR CMR-tools da ise  $492.40 \text{ sn} \pm 72.41$  idi.

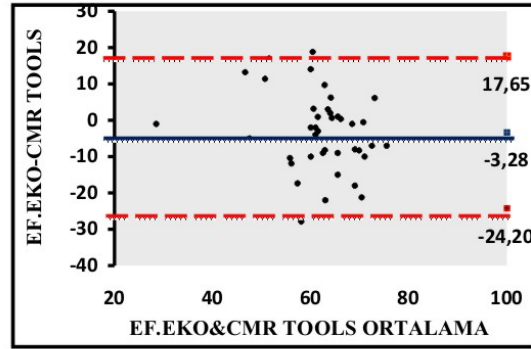
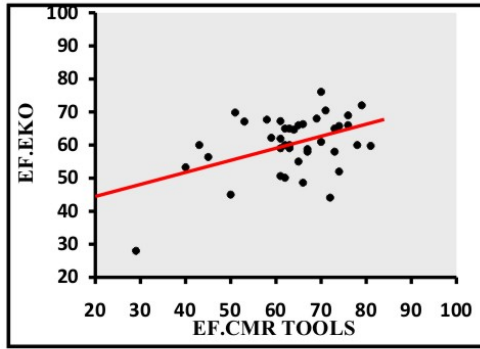
**Tablo 13. BT ve MR yazılımları ile sol ventrikül fonksiyonlarının hesaplama süreleri**

	N	Minimum	Maximum	Ortalama	Std. Sapma
<b>BT LVA</b>	40	161,44	251,40	206,42	44,98
<b>MR ARGUS</b>	40	194,70	304,36	249,53	54,83
<b>CMR-TOOLS</b>	40	419,99	564,81	492,40	72,41

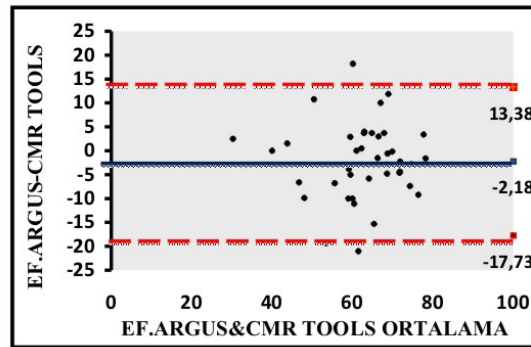
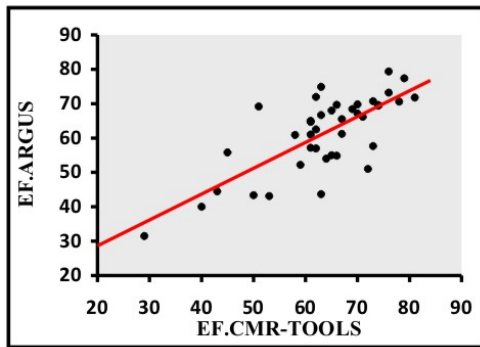
Grafik 1. EF Değerleri için Pearson Korelasyonu ile Bland - Altman Analizi



BT - CMR-tools arasında iyi derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.702$ )

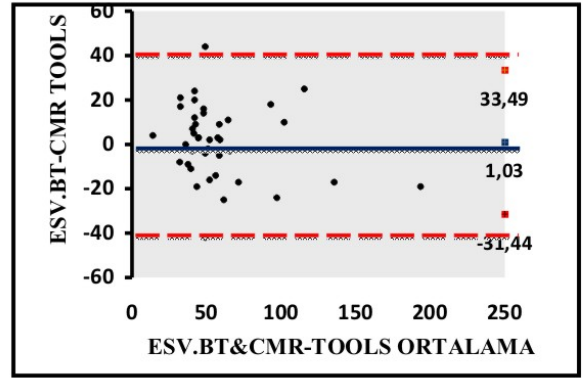
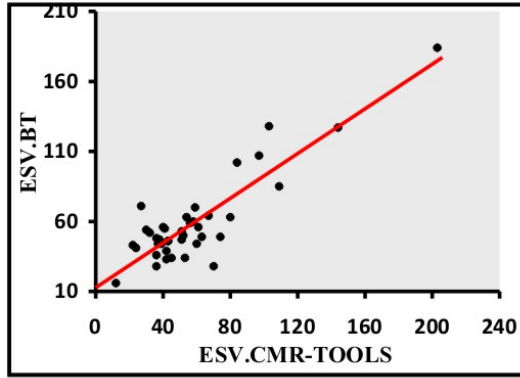


EKO - CMR-tools arasında orta derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.449$ )

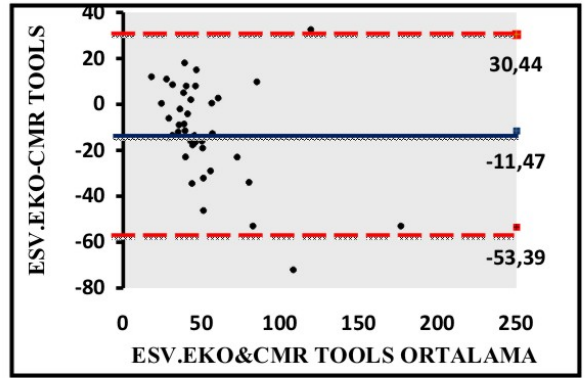
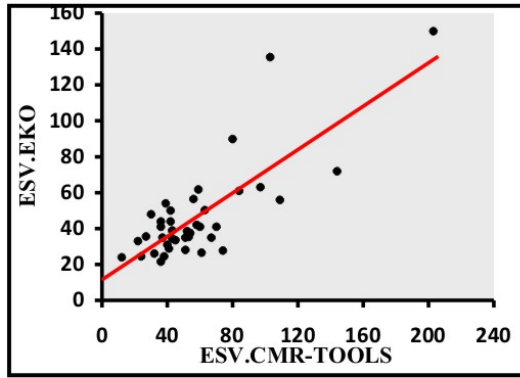


MR Argus - CMR tools arasında iyi derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.746$ )

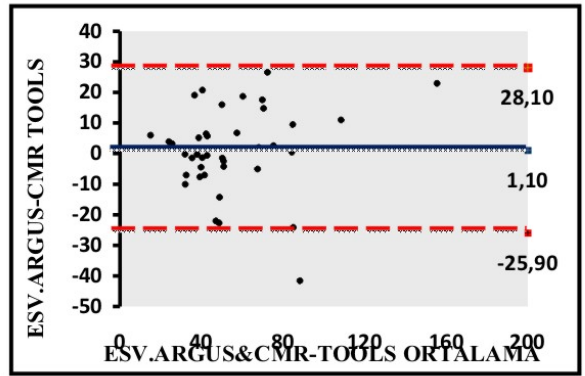
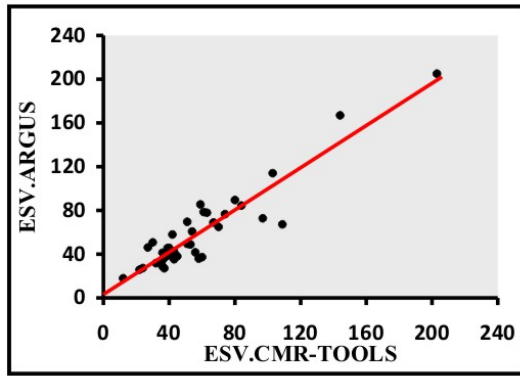
Grafik 2. ESV Değerleri için Pearson Korelasyonu ile Bland - Altman Analizi



BT - CMR-tools arasında çok iyi derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.881$ )

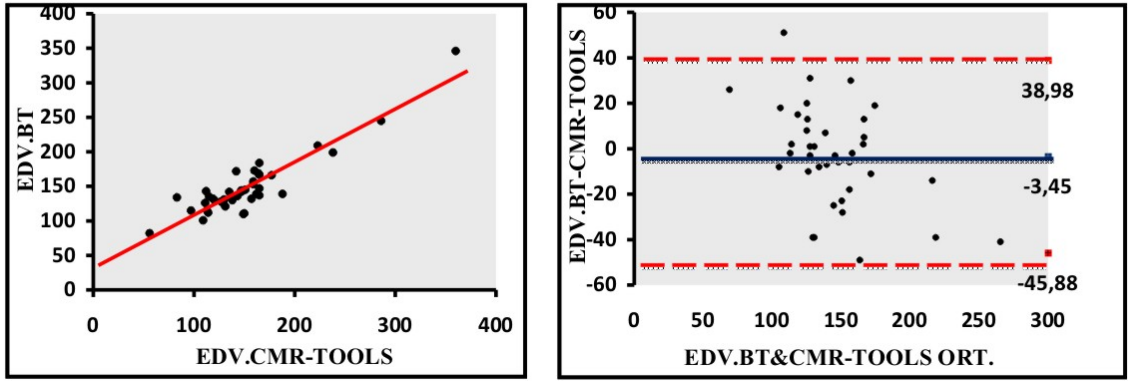


EKO - CMR-tools arasında iyi derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.792$ )

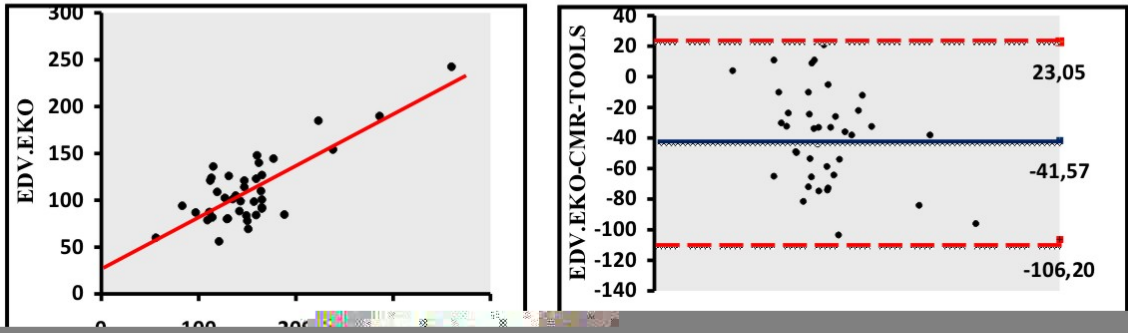


MR Argus - CMR-tools arasında çok iyi derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.927$ )

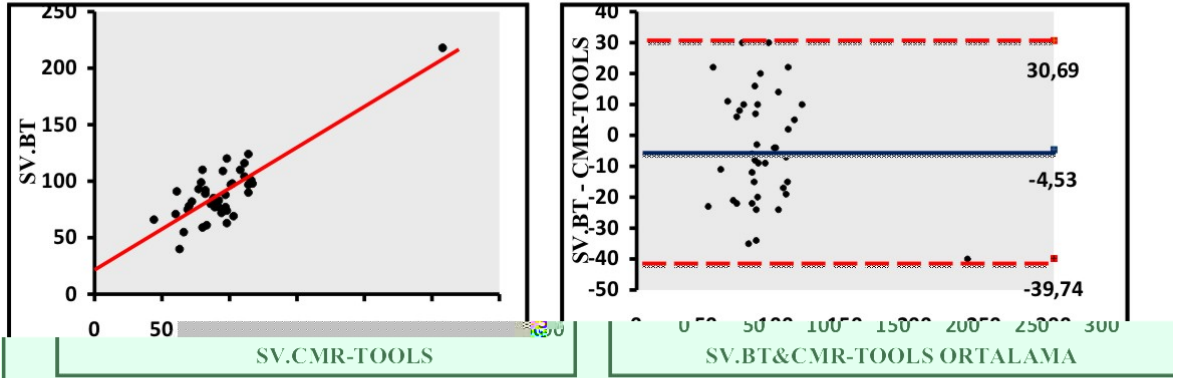
Grafik 3. EDV Değerleri için Pearson Korelasyonu ile Bland - Altman Analizi



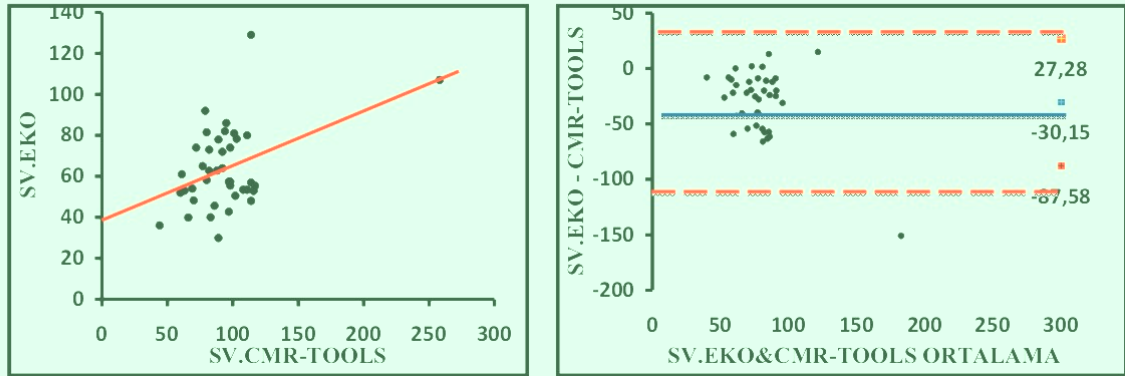
BT - CMR-tools arasında çok iyi derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.915$ )



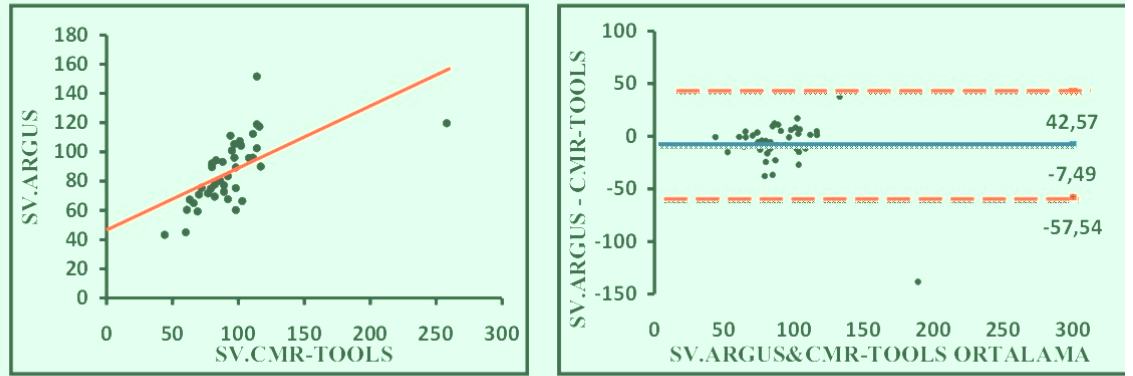
Grafik 4. SV Değerleri için Pearson Korelasyonu ile Bland - Altman Analizi



BT - CMR-tools arasında çok iyi derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.828$ )

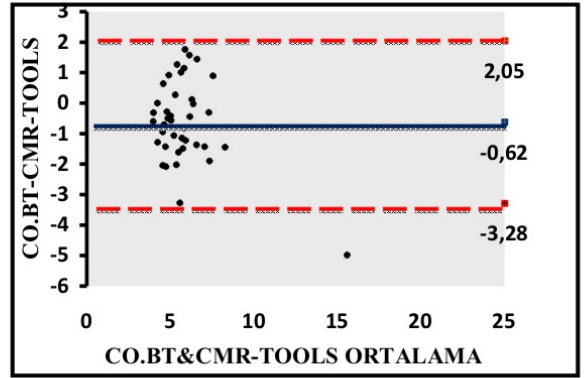
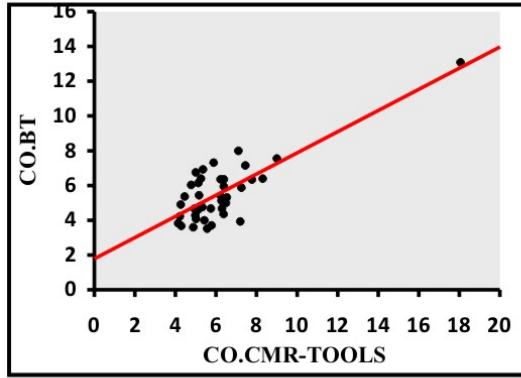


EKO - CMR-tools arasında orta derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.435$ )

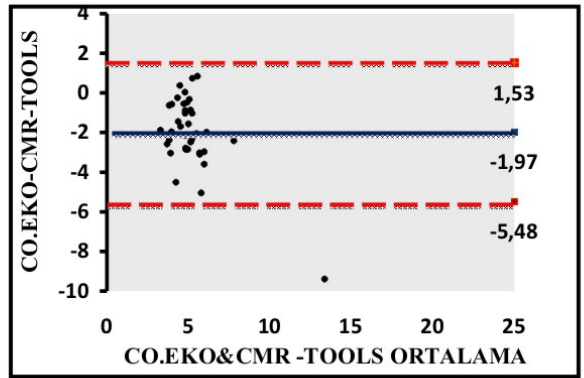
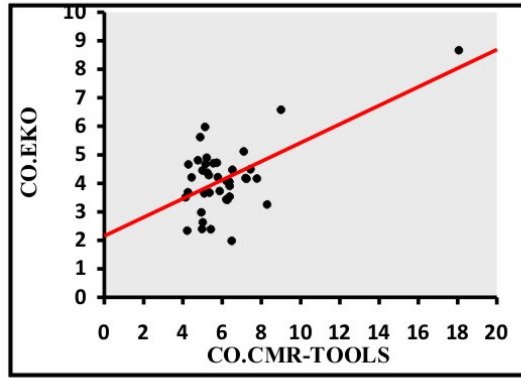


MR Argus - CMR-tools arasında iyi derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.608$ )

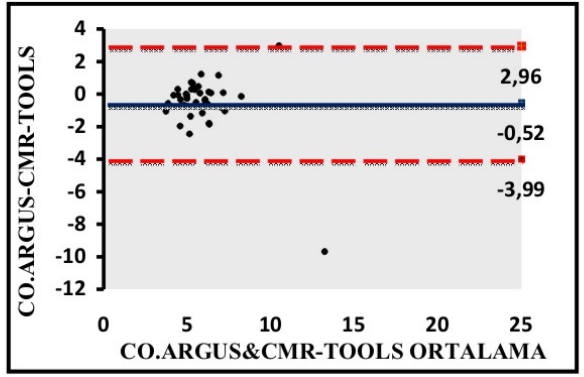
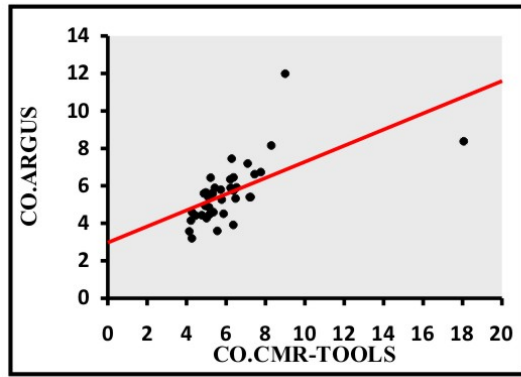
Grafik 5. CO Değerleri için Pearson Korelasyonu ile Bland - Altman Analizi



BT - CMR-tools arasında iyi derecede korelasyon mevcuttur. (r=0.796)

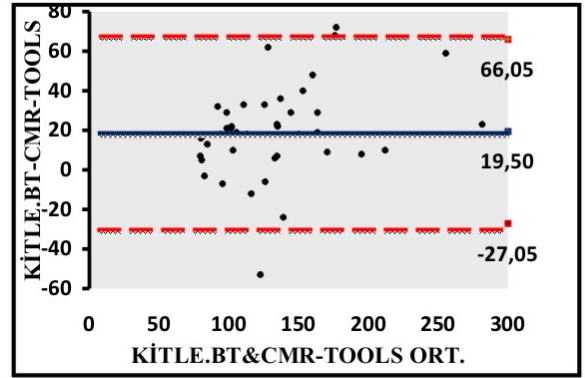
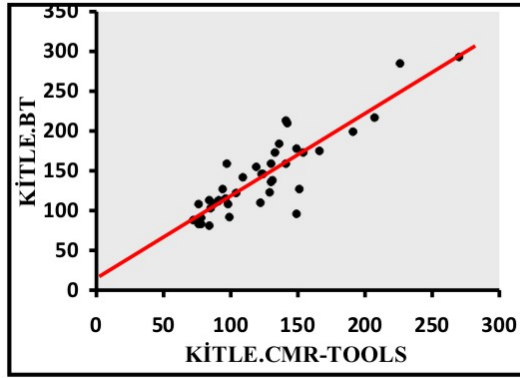


EKO - CMR-tools arasında iyi derecede korelasyon mevcuttur. (r=0.608)

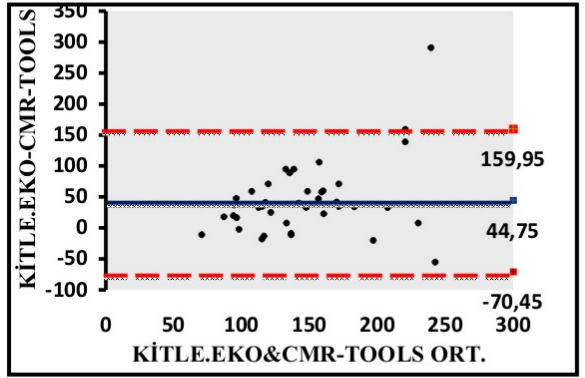
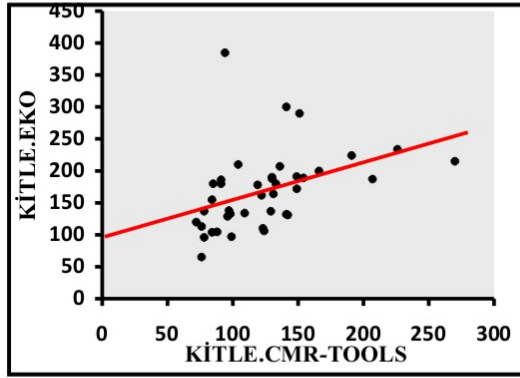


MR-Argus - CMR-tools arasında iyi derecede korelasyon mevcuttur. (r=0.619)

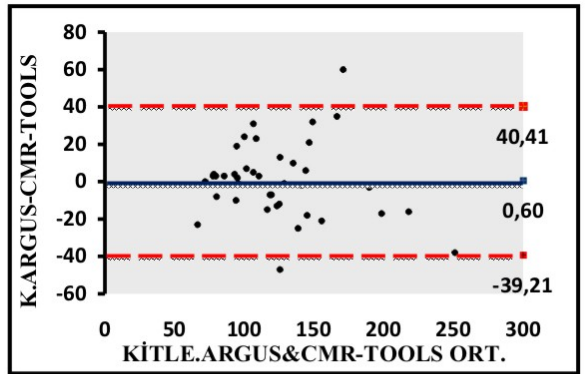
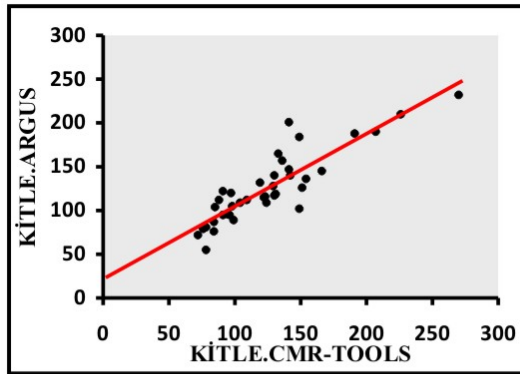
Grafik 6. KİTLE Değerleri için Pearson Korelasyonu ile Bland - Altman Analizi



BT - CMR-tools arasında çok iyi derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.884$ )

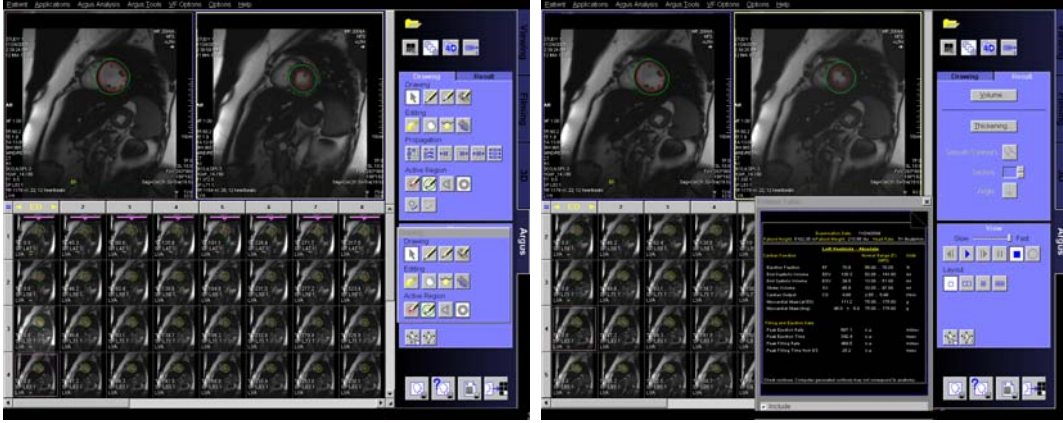


EKO - CMR-tools arasında orta derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.414$ )

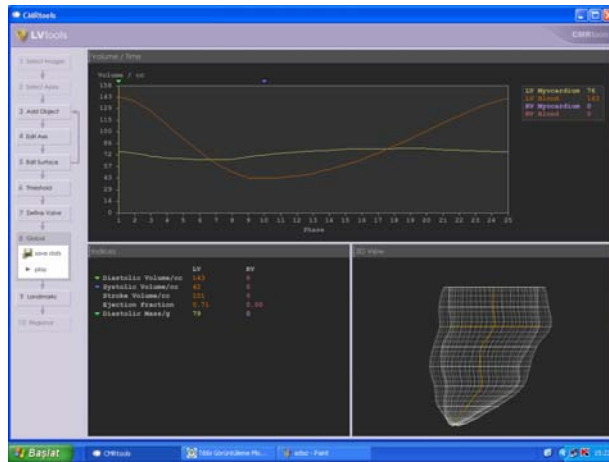
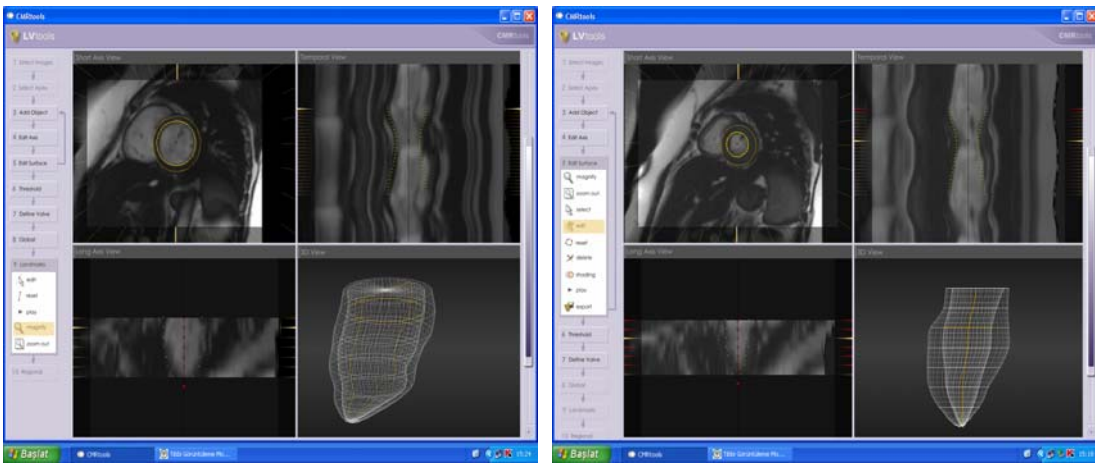


MR Argus - CMR-tools arasında çok iyi derecede korelasyon mevcuttur. ( $r=0.885$ )



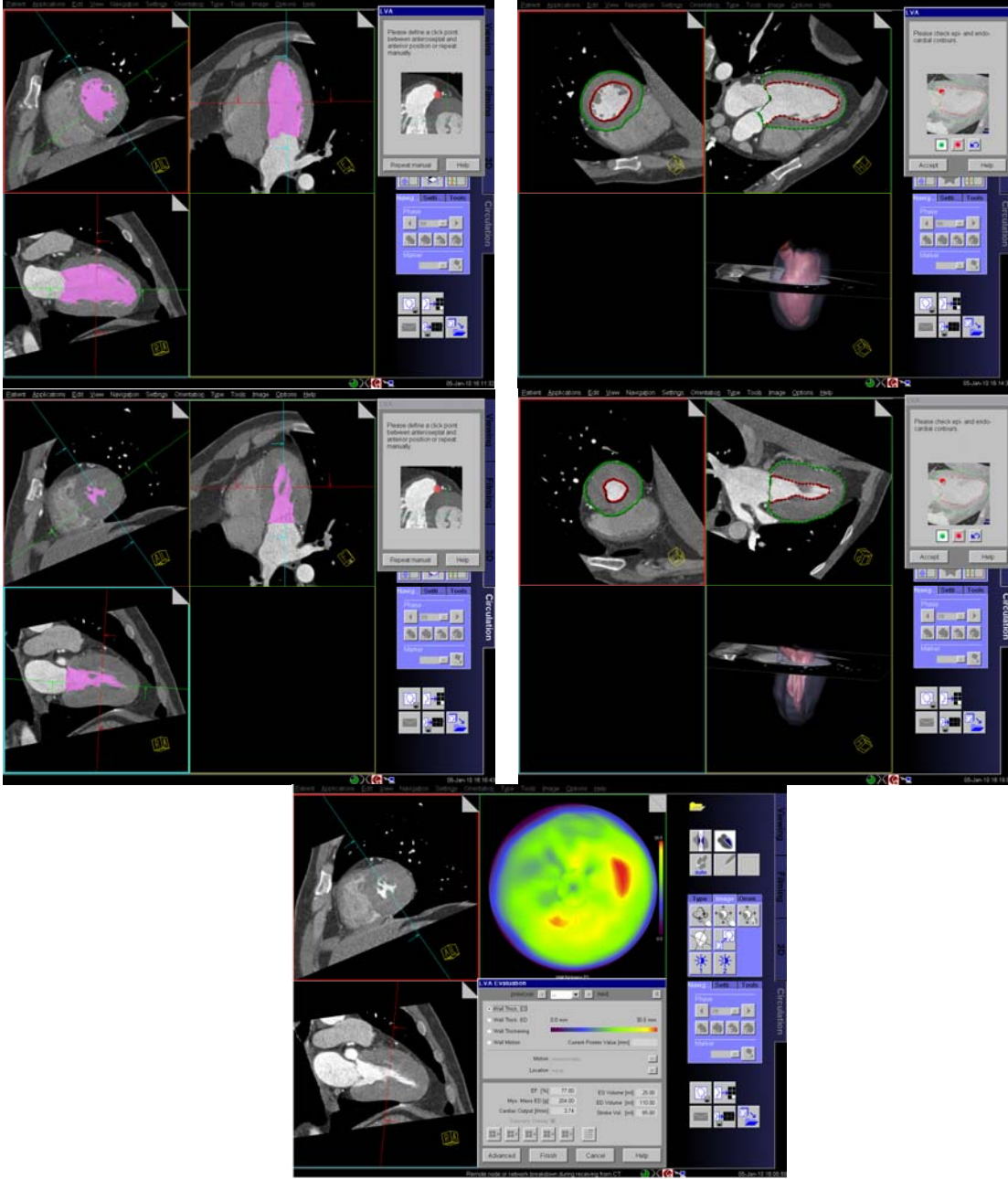


### a-MR Argus ile sol ventrikül fonksiyon analizi



### b-CMR tools ile sol ventrikül fonksiyon analizi

**Örnek Vaka1:** 40 yaşında kadın hasta göğüs ağrısı şikayeti ile Kardiyak BT incelemesi yapılmak üzere başvurdu. Koroner arter değerlendirilmesi normaldi. Hastanın kardiyak CMR tools (b) ve MR Argus (a) incelemesinde sol ventrikül fonksiyonel parametreleri de normal sınırlarda idi.



**Örnek vaka 2: Kardiyak BT ile sol ventrikül fonksiyon analizi, 40 yaşında erkek hasta eforla artan göğüs ağrısı şikayeti ile koroner BT inceleme için başvurdu. Koroner arter incelemesinde RCA çıkış anomalisi ve sol dominansi saptandı. Sol ventrikül fonksiyonel değerlendirmesi normaldi.**

## 5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Koroner arter hastalarında; sol ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi, hastalığın prognozu hakkında önemli bilgiler verir. Sol ventrikül fonksiyonlarının bozulması, özellikle EF nin azalması kardiovasküler mortalite ve morbiditeyi artırmaktadır(2). EDV, ESV ve miyokardial kütle artması da kötü prognoz lehinedir (41).

Sol ventrikül boyutlarının ve fonksiyonlarının değerlendirilmesinde klinik pratikte en yaygın kullanılan görüntüleme yöntemi ekokardiografidir. Ekokardiografi, güvenilir, kolay ulaşılabilen ve uygulanabilen, nispeten ucuz bir yöntemdir. Bununla birlikte diagnostik kalitesi, akustik pencereye bağımlıdır, obezite, kronik akciğer hastalığı, göğüs deformitesi gibi durumlarda suboptimal kalitede akustik pencere elde edilebilir. Ayrıca kullanıcıya bağımlılığı da oldukça yüksektir(3,2). Ekokardiografi ile geometrik modeller şeklinde varsayımlara dayanarak hesaplamalar yapılır. BT ve MR da ise geometrik varsayımlara gerek kalmadan üç boyutlu görüntüler ile direk hacim ölçümleri yapmak mümkündür (42).

Kardiak MR inceleme, sol ventrikül geometrisi ve hacimlerinin hesaplanmasında, mükemmel uzaysal ve temporal rezolüsyonu nedeniyle noninvaziv altın standart görüntüleme yöntemidir(4). Ancak pahalı ve uzun süren bir yöntem olması önemli dezavantajlarından. Durumu stabil olmayan, solunum sıkıntısı olan ve klastrofobik hastalar için uygun değildir. Ayrıca metalik protez, anevrizma klipsi, defibrilatör, kalp pili vb. olan hastalar da MR a giremezler(41).

Sol ventrikül hacimlerinin hesaplanabilmesi için en az 10 kadar kısa aks görüntüde endokardial ve epikardial sınırların manuel olarak belirlenmesi gerekir. Bizim çalışmamızda kardiak MR ile fonksiyonel değerlendirme iki farklı analiz programı kullanarak gerçekleştirildi ve CMR tools yönteminde hacim, kütle ve EF hesaplamaları üç boyutlu ventriküler modelleme ile yapıldığı için, CMR tools LV tutorials (CVIS Ltd.İngiltere) yazılımı ile elde edilen ölçümler altın standart olarak kabul edildi. MR Argus yazılımında ise iki boyutlu görüntüler temel alınarak sol ventrikül fonksiyon hesaplamaları yapılabilmektedir.

Kardiak BT inceleme ise son 10 yıldır sürekli gelişen, MR a alternatif, nisbeten daha yeni bir tekniktir(2). ÇKBT'nin kardiak görüntüleme alanına girmesi ile koroner arter hastalıklarının doğru ve noninvaziv olarak tespiti mümkün olmuştur. Koroner arter değerlendirmesi için elde edilen ham veriler kullanılarak, sol ventrikül hacimleri ve fonksiyonları da hesaplanabilir(41). ÇKBT sistemlerinde geçmişte en önemli sınırlama, temporal rezolüsyonun yetersiz olması ve radyasyon maruziyeti idi. Son teknolojik gelişmeler ile günümüzdeki ÇKBT sistemlerinde, temporal rezolüsyon önemli ölçüde artmasına rağmen, MR ile karşılaştırıldığında halen düşük kalmaktadır. Radyasyon dozunu da azaltmaya yönelik çalışmalar güncel konular içerisinde. En önemli avantajı ise, tek nefes tutmada ve MR'a kıyasla çok kısa sürede tüm verilerin elde edilebilmesidir. Yeni otomatik postprocess metodları ile de sol ventrikül hacimlerinin hesaplanmasının karmaşıklığı ve süresi de önemli ölçüde azalmıştır(41).

Bizim çalışmamızda her üç modalite ve iki farklı MR yazılımı ile elde edilen sol ventrikül fonksiyonel verileri karşılaştırılmıştır. Korelasyon ve güvenilirlik analizlerinde; EF, ESV, miyokard kütlesi değerlerinde MR Argus ile CMR-tools verileri arasındaki korelasyon en iyi derecede idi. Her iki yöntemde de aynı veriler üzerinden benzer metodlarla hesaplamaların yapılmasının bunda etkili olabileceği düşünüldü. BT nin CMR-tools ile korelasyonu ise en az MR Argus metodu kadar iyi idi. SV, CO, EDV verilerinde ise BT-CMR tools korelasyonu MR Argus-CMR tools korelasyon düzeylerine göre daha iyi derecelerdeydi. Bu CMR tools ve BT analizlerinin ortak yönü olan 3 boyutlu modellemelerin kullanımına bağlandı. BT de diastol sonu görüntü kalitesinin en iyi seviyede olması ve buna bağlı olarak endokardial sınırlarının daha net seçilmesi nedeniyle EDV değerlerinde BT –CMR tools korelasyonu daha iyidi. Aynı şekilde ESV verilerinde ise, sistol sonu görüntü kalitesi azaldığından, endokardial sınırların belirlenmesinde hatalar ortaya çıkmakta ve buna bağlı ESV BT- CMR tools korelasyonu, MR Argus-CMR ye göre daha düşük kalmaktaydı.

EKO-CMR tools korelasyonları ise BT-CMR tools ve MR Argus-CMR tools korelasyonlarına göre daha azdı. Özellikle miyokard kütlesi, SV ve CO değerlerinde orta derecede korelasyon bulunmuştur.

Ekokardiografi, farklı görüntüleme metodları kullanılması ile birlikte, hasta ve kullanıcı faktörlerine oldukça bağımlı ve duyarlı bir test olduğundan, EKO-CMR tools korelasyonlarının daha düşük olduğu kanısına varıldı. Ayrıca klinik pratik uygulamada daha çok M-mode EKO ile yapılan ölçümlerin kullanılmasının da bunda etkili olabileceği

düşünüldü. Bizim çalışmamızda ise klinikte yaygın kullanılmayan, 2 ve 4 boşluk apikal görüntülerden Simpson metodu ile hacim hesaplamaları yapıldı

Son yayınlar göstermiştir ki; papiller adelelerin kan havuzu içerisine dahil edilmesi, okuyucular arasında ve kendi içinde tekrar edilebilirliği artırmıştır. Bu nedenle, bu metod klinik standart haline gelmiştir(41). Bizim çalışmamızda da BT ve MR-Argus hesaplamalarında kısa aks görüntülerde papiller adeleleri kan havuzu içerisine dahil edildi. CMR-tools protokolünde ise papiller kaslar miyokard kütesine dahil edildi. Ekokardiografide de uzun aks görüntülerde papiller kaslar miyokard kütesine dahil edildi.

Palazzuoli ve arkadaşlarının çalışmasında; 93 hastaya ÇKBT segmental rekonstruksiyon algoritması ile sol ventrikül fonksiyon ve hacim değerlendirmesi yapılmış ve sonuçlar son iki ay içinde yapılan 2D-EKO sonuçları ile karşılaştırılmıştır. EKO ve ÇKBT sonuçları çift kör çalışma ile değerlendirilmiştir. Sonuçta; sol ventrikül fonksiyon ve boyutlarının değerlendirilmesi için kullanılan ÇKBT ile elde edilen veriler 2D EKO ile karşılaştırıldığında tekrarlanabilirlik ve geçerlilik açısından ÇKBT nin daha iyi olduğu görülmüştür(2).

Bizim çalışmamızda ise EKO ile BT verileri arasında, ESV ve EDV değerlerinde çok iyi korelasyon saptanmasına rağmen, EF, CO, SV ve miyokard kütesi değerlerinde orta derecede korelasyon görüldü. EKO- MR korelasyonları da benzer şekildeydi.

Masaki Yamamuro ve arkadaşlarının çalışmasında 50 hastaya ÇKBT ve MR yapılmıştır. Bu hastaların 41 ine ekokardiografi 27 sine de SPECT yapılmış, EDV, ESV, EF ve sol ventrikül kütesi hesaplanmış ve bulunan değerler standart kabul edilen MR sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak; ÇKBT ile hesaplanan sol ventriküler parametrelerin, MR sonuçları ile iyi korelasyon gösterdiği görülmüştür. Üstelik ÇKBT ile yapılan fonksiyonel analizin 2D-EKO veya SPECT e göre daha doğru olduğu saptanmıştır(42).

Kai Uwe Juergens ve arkadaşlarının çalışmasında da koroner hastalığı bilinen 30 hastada ÇKBT ile yarı otomatik analiz yazılımı kullanılarak yapılan sol ventrikül volumetrik ve fonksiyonel analiz sonuçları MR ile karşılaştırılmıştır. ÇKBT ile yapılan sol ventrikül volumetrik ve fonksiyonel analizi sonuçları MR bulguları ile iyi korelasyon göstermekte olduğu belirlenmiştir(43).

Bizim çalışmamızda da en iyi korelasyon değerleri, BT-CMR tools , MR Argus - CMR tools arasında saptanmıştır. BT nin EKO ya göre daha doğru ve güvenilir sonuçlar verdiği görülmüştür.

Son olarak Kamran Akram ve arkadaşlarının çalışmasında, 20 hastada CMR ve ÇKBT ile hesaplanan sol ventrikül fonksiyonları karşılaştırılmış, tüm değerlerde iyi ve çok iyi derecede korelasyonlar elde edilmiştir. Ayrıca ÇKBT ile yapılan hesaplamalarda postproces işlemlerin süresinin, CMR ye göre % 50 az olduğunu bildirmişlerdir(41). Bizim çalışmamızda da BT ile fonksiyon değerlendirmesi için daha az zaman harcanmıştır. CMR tools metodunda ise en uzun sürede analiz yapılabilmektedir.

Sonuç olarak, her üç modalite karşılaştırıldığında, en iyi korelasyonun her iki MR yazılım arasında olduğu görülmüştür. Ancak BT ile elde edilen sonuçların CMR ile korelasyonları da EKO ya göre çok daha iyiydi. EKO- CMR korelasyonları ise beklenenden daha düşük seviyede idi.

Sol ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesinde altın standart noninvaziv teknik MR inceleme olmasına rağmen, pahalı ve uzun süren bir işlem olması pratikte bu amaçla kullanımını sınırlamaktadır. Kardiak BT inceleme ise daha yeni ve hızla gelişmekte olan noninvaziv bir kalp ve koroner arter görüntüleme yöntemidir. Radyasyon maruziyeti ve kontrast madde kullanımı nedeniyle yalnızca kardiak fonksiyon değerlendirme amacıyla kardiak BT inceleme yapılması akılcı bir yöntem değildir.

Ancak noninvaziv koroner arter görüntüleme işlemi sırasında elde edilen ham veriler ile, maliyet, kontrast madde miktarı ve radyasyon dozunda herhangi bir artışa neden olmadan, anatomik ve fonksiyonel değerlendirme de yapılabilmekte, sol ventrikül fonksiyonları hesaplanabilmektedir. Üstelik rutinde en yaygın kullanılan yöntem olan ekokardiografiye göre daha doğru ve güvenilir bilgiler vermektedir. Kardiak BT inceleme ile koroner arter hastalarında, koroner arterlerin durumu ile birlikte sol ventrikül fonksiyonları da kolayca belirlenebilmekte olup, hastanın prognozu hakkında da önemli bilgiler elde edilebilmektedir.

## 6. KAYNAKLAR

1. Gümüş K. Koroner anjiyografi uygulanan hastalarda çok kesitli BT ile koroner kalsiyum skorlama (Uzmanlık Tezi). Sivas: C.Ü. Tıp Fakültesi, 2006
2. Plazzuoli A, Cademartini F, Geleijnse ML, 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
3. Hazırolan T, Taşbaş B, Dağoğlu G.M, Canyiğit M, Abalı G, Aytemir K et al Comparison of short and long axis methods in cardiac MR imaging and echocardiography for left ventricular function: Diagn interv radiol 2007; 13:33-38
4. Yamamuro M, Tadamuro E, Kubo S, Toyoda H, Nishina T, Ohba M et al. Cardiac functional analysis with multi detector row CT and segmental reconstruction algortihm: comparison with echocardiography, spect, and MR imaging: Radiology 2005; 234:381-390
5. Duran C. Kardiyak Anatomi ve Tuzaklar. 30. Ulusal Radyoloji Kongresi 4-9 Kasım 2009 Antalya/Türkiye
6. Moore K. L, Agur A. M., Temel Klinik Anatomi. Çeviri: Elban A.,2. Baskı Ankara: Güneş Kitabevi 2006
7. Anatomy of the Heart, <http://www.texasheart.org/HIC/ProjH/cvheart.cfm>  
(son erişim tarihi 23.12.2009)
8. Görkey Turgut, Özlem Atalay, Kalp Anatomisi ve Rahatsızlıkları, <http://www.baskent.edu.tr/~byilmaz/teaching/BME101/ornekrapor.doc>  
(son erişim tarihi: 21.12.2009)
9. Yıldırım M, İnsan Anatomisi 2, 1. Baskı, İstanbul : Nobel Tıp Kitabevleri 2006

10. Koroner Arter Hastalığı ve Koroner Bypass Ameliyatı, <http://www.gata.edu.tr/cerrahibilimler/kalpdamar/koroner.html> (son erişim tarihi 23.12.09)
11. Kalbin İletim Sistemi, [http://www.anjiyo.com/kalp\\_damar\\_cerrahisi\\_kalbin\\_iletim\\_sistemi.html](http://www.anjiyo.com/kalp_damar_cerrahisi_kalbin_iletim_sistemi.html), (son erişim tarihi 23.12.09)
12. Jae K. O. The Echo Manual Türkçe. Çeviri: Kozan Ö. 3. Baskı Ankara: Nobel Tıp Kitapevi 2009
13. Erol Ç, Özkan M, Klinik ekokardiyografi ve diğer görüntüleme yöntemleri. 1. Baskı Ankara: MN Medikal & Nobel 2007
14. Mahesh M, Cody DD, AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents Physics of Cardiac Imaging with Multiple-Row Detector CT, RadioGraphics 2007; 27:1495–1509.
15. Öncel D, Öncel G. Bilgisayarlı tomografi koroner anjiografinin klinik uygulamaları: Türk Göğüs Kalp Damar Cerrahisi Dergisi, Ocak 2009, cilt 17, sayı 1:54-65
16. Duran C, Gülbaran M, Kantarcı M, Koroner Arterlerin Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi, Türk Kardiyol Dern Arş 2006;34(8):515-526
17. Karabulut N, Çok kesitli bilgisayarlı tomografi koroner anjiyografi: Genel ilkeler, teknik ve klinik uygulamalar. Anadolu Kardiyol Derg 2008; 8: Özel Sayı 1; 29-37
18. Akgoz A, Koroner Arter ve Bypass Graftlerin Çift Tüplü Çok Kesitli BT Anjiyografi ile Değerlendirilmesi ve Teknik Optimizasyonu, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2008.
19. Pannu HK, Flohr TG, Corl FM, Fishman EK. Current concepts in multi-detector row CT evaluation of the coronary arteries: principles, techniques, and anatomy. Radiographics 2003; 23:S111-S125

20. Oyar O, Gülsoy U, Tıbbi Görüntüleme Fiziği.1.Baskı Ankara: Rekmay Ltd. Şti. 2003
21. Kantarcı M, Okur A., MDBT Koroner Anjiyografi. 1.Baskı İstanbul: Aktif Yayınevi 2006
22. Karçaaltıncaba M, Koroner BT Anjiyografide Teknik Yenilikler. 30. Ulusal Radyoloji Kongresi 4-9 Kasım 2009 Antalya/Türkiye
23. O'Brien JP, Srichai MB, Hecht EM, Kim DC, Jacobs JE, Anatomy of the Heart at Multidetector CT: What the Radiologist Needs to Know, RadioGraphics 2007; 27:1569–1582
24. Choi HS, Choi BW, Choe KO, Choi D, Yoo KJ, Kim MI, Kim J, Pitfalls, Artifacts, and Remedies in Multi-Detector Row CT Coronary Angiography RadioGraphics 2004; 24:787–800
25. Juergens KU, Grude M, Fallenberg EM, 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
26. Kantarcı M, Yalçın A. Koroner aterosklerozda ve patolojilerde BT anjiyografi. 30. Ulusal Radyoloji Kongresi 4-9 Kasım 2009 Antalya/Türkiye
27. Elmalı M, Kardiyak görüntüleme radyolojik yöntemler, hasta hazırlığı ve değerlendirme. 30. Ulusal Radyoloji Kongresi 4-9 Kasım 2009 Antalya/Türkiye
28. Erden İ. Gövde Manyetik Rezonans. 1. Baskı Ankara: Manyetik Rezonans Derneği 2005
29. Bayraktaroğlu S, Alper H. Koroner arter hastalığının tanısı ve prognoz belirlemede kardiak manyetik rezonans görüntüleme. Özel Sayı 1: 38-42, Anadolu Kardiyoloji Dergisi 2008;8
30. Anitha V, Dudley J.P. Cardiovascular magnetic resonance made easy. First ed. U.K. : Churchill Livingstone Elsevier 2008

31. Poustchi-Amin M, Gutierrez FR, Brown JJ, Mirowitz SA, Narra VA, Takahashi N et al How to plan and perform a cardiac MR imaging examination: Radiol Clin N Am 42 (2004) 497-514
32. Cardiac MRI – Technical Aspects Primer. Author: Eugene C.L. <http://www.emedicine.medscape.com/article/352250-overview> (Son Erişim Tarihi: 14.12.2009)
33. Cardiac MR: The Basics. Department of Radiology at University of Virginia <http://www.med-ed.virginia.edu/courses/rad/cardiacmr/index.html> (Son Erişim Tarihi: 14.12.2009)
34. Finn JP, Nael K, Deshpande V, Ratib O, Laub G, Cardiac MR imaging: State of the technology: Radiology: Volume 241: Number 2 – November 2006
35. Saremi F, Grizzard JD, Kim RJ Optimazing cardiac MR imaging: Practical remedies for artifacts: Radiographics 2008; 28: 1161-1187
36. Balcı P, Pabuşçu Y. Temel Radyoloji Fiziği. 2. Baskı İzmir: Türk Radyoloji Derneği 2008
37. Gelal F, Manyetik rezonans görüntüleme artefaktlar. 26. Ulusal Radyoloji Kongresi, 26-30 Ekim 2005, Antalya/Türkiye
38. Atlas of Echocardiography, [http://www.med.yale.edu/intmed/cardio/echo\\_atlas/contents/index.html](http://www.med.yale.edu/intmed/cardio/echo_atlas/contents/index.html) (son erişim tarihi 23.12.2009)
39. Otto, Cathrine M. Textbook of Clinical Echocardiography. 3rd ed. USA: Elsevier Saunders 2004
40. Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA et al Recommendation for Chamber Quantification: A Report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, Developed in Conjunction with the european Association of Echocardiography a Branch of the European Society of Cardiology. J Am Soc Echocardiogr 2005;18:1440-1463

41. Arkam K, Anderson HD, Voros Szilard Quantification of Left Ventricular Paramaters Obtained by Automated Software for 64-slice Multidetector Computed Tomography and Comparision with Magnetic Resonance Imaging, Cardiovasc Intervent Radiol (2009) 32:1154-1160
42. Juergens KU, Grude M, Maintz D, Fallenberg EM, 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