

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**ANKARA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ**  
**RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**KARDİYAK MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME:**  
**SAĞ VENTRİKÜL VOLÜMÜNÜN**  
**HESAPLANMASI**

**Dr. Deniz Gizem OKTAY**

**RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**  
**TIPTA UZMANLIK TEZİ**

**Tez Danışmanı**  
**Prof. Dr. İlhan ERDEN**

**Ankara -2018**

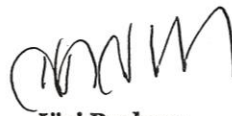
**ANKARA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ**  
**TEZ SINAVI TUTANAĞI**

I. UZMANLIK ÖĞRENCİSİNİN	
Adı, Soyadı : Dr. Deniz Gizem Oktay	Sınav tarihi: 07/12/2018
Anabilim/Bilim Dalı : Radyoloji Anabilim Dalı	
Tez Danışmanı : Prof. Dr. İlhan Erden	

II. TEZ İLE İLGİLİ BİLGİLER	
Tezin Başlığı: Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme: Sağ Ventrikül Volümünün Hesaplanması	
Tezin Niteliği: <input checked="" type="checkbox"/> Ana Dal Uzmanlık Tezi <input type="checkbox"/> Yan Dal Uzmanlık Tezi	
Kaçıncı tez sınavı olduğu: <input checked="" type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	

III. KARAR	
Yapılan tez sınavı sonucunda yukarıda belirtilen tezin "Tıpta Uzmanlık Tezi" olarak	
<input checked="" type="checkbox"/> Kabulüne	
<input type="checkbox"/> Reddine	
<input type="checkbox"/> Düzeltmeler yapıldıktan sonra tekrar değerlendirilmesine	
<input checked="" type="checkbox"/> Oy birliği <input type="checkbox"/> Oy çokluğu	ile karar verilmiştir.

IV. AÇIKLAMALAR	
Lütfen, tezin reddi veya düzeltme istenmesi durumunda gerekçeli açıklamalarınızı buraya yazınız	



**Jüri Başkanı**  
Prof. Dr. Serdar Akyar  
Radyoloji Anabilim Dalı



**Jüri Üyesi**  
Prof. Dr. İlhan Erden  
Radyoloji Anabilim Dalı



**Jüri Üyesi**  
Prof. Dr. Erhan Turgut Ilgıt  
Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Radyoloji Anabilim Dalı

## ÖNSÖZ

Tez çalışmamın planlanması ve yönlendirilmesinde her aşamada sonsuz ilgi ve desteğini gördüğüm değerli tez danışmanım Prof. Dr. İlhan ERDEN'e ve Dr. Elif PEKER'e, uzmanlık eğitimim süresince engin bilgi ve deneyimlerini bizlere aktaran, akademik ve insani yönleri ile yol gösterici olup yetişmemde büyük katkıları olan ve önderliklerinde uzman olmaktan gurur duyduğum sayın hocalarım, Prof. Dr. Y. Serdar Akyar'a, Prof. Dr. Umman N. Sanlıdilek'e, Prof. Dr. Gülden Şahin'e, Prof. Dr. Cemil Yağcı'ya, Prof. Dr. Ayşe Erden'e, Prof. Dr. Suat Fitoz'a, Prof. Dr. Kıvılcım Yavuz'a, Prof. Dr. Nuray Ünsal Haliloğlu'na, Prof. Dr. Esra Özkavukcu Ünlü'ye, Doç. Dr. Evren Üstüner'e, Doç. Dr. Ebru Düşünceli Atman'a, Doç. Dr. Çağlar Uzun'a, beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum uzman doktorlar, Dr. Başak Gülpınar'a, Dr. Zehra Akkaya'ya, Dr. Namık Kemal Altınbaş'a, Dr. Ayşegül Gürsoy Çoruh'a, Dr. Seray Akçalar'a, Dr. Melahat Kul'a, Dr. Diğdem Kuru Öz'e, Çocuk Radyolojisi Bilim Dalı'ndan uzman doktorlar, Dr. Berna Uçar, Dr. Derya Bako Keskin, Dr. Seda Kaynak Şahap, Dr. Eda Almus'a, asistanlık sürecini güzel anılarla tamamlamamı sağlayan tüm asistan arkadaşlarıma ve tüm radyoloji teknisyen, hemşire ve personeline sonsuz saygılarımı ve en içten teşekkürlerimi sunarım.

Tezimi, bu günlere gelmemde emeği geçen, bana olan inançlarını hiçbir zaman yitirmeyen sevgili annem ve babama ithaf ediyorum

**Dr. Deniz Gizem OKTAY**

Ankara, 2018

# İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

KABUL VE ONAY .....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER .....	iv
KISALTMALAR .....	vi
TABLolar DİZİNİ .....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	ix
GRAFİKLER DİZİNİ .....	x
ÖZET.....	xi
SUMMARY .....	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	4
2.1. KALP ANATOMİSİ VE FİZYOLOJİSİ .....	4
2.1.1. Sol Ventrikül Sistolik Fonksiyonları.....	8
2.1.2. Sağ Ventrikül Sistolik Fonksiyonlarının Klinik Önemi.....	9
2.2. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME .....	10
2.2.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Temel Fizik Prensipleri .....	10
2.2.2. MRG'de Sinyal Oluşumu .....	11
2.2.3. Kardiyak MRG Temel Prensipleri .....	12
2.2.4. Kontrast Kullanımı ve Olası Yan Etkileri .....	15
2.2.5. MR Endikasyonları ve Kontrendikasyonları .....	16
2.2.5.1. KMRG Endikasyonları.....	18
2.2.5.2. KMRG Güvenliği ve Kontrendikasyonları.....	23
2.2.6. KMRG Görüntüleme Teknikleri .....	24
2.2.6.1. EKG Tetikleme ve Solunum Hareketlerinin Denetlenmesi..	24
2.2.6.2. Kardiyak Görüntüleme Düzlemleri.....	27

2.2.6.3. Kardiyak MRG’de Kullanılan Temel Puls Sekansları.....	31
2.2.7. Siyah ve Beyaz Kan Görüntüleme Sekansları .....	35
2.2.7.1. Siyah Kan Görüntüleme Sekansları (“Black-Blood” Teknikleri): .....	35
2.2.7.2. Beyaz (Parlak) Kan Görüntüleme Sekansları (“Bright- Blood” Teknikleri): .....	37
2.2.8. Tetkik Öncesi Hasta Hazırlığı .....	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	41
3.1. HASTA POPÜLASYONU .....	41
3.2. KARDİYAK MR GÖRÜNTÜLEME PROTOKOLÜ .....	41
3.3. GÖRÜNTÜ ANALİZİ .....	42
3.4. SAĞ VENTRİKÜL HACMİ VE FONKSİYONUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	44
3.5. İSTATİSTİKSEL ANALİZ.....	44
4. BULGULAR .....	45
4.1. HASTA POPÜLASYONU .....	45
4.2.VOLÜM VE FONKSİYON DEĞERLENDİRMESİ .....	45
4.3. GÖZLEMCİLER ARASINDAKİ FARKLILIKLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	54
5. TARTIŞMA .....	56
6. SONUÇ .....	63
7. KAYNAKLAR.....	64

## KISALTMALAR

<b>AD</b>	: Aort darlığı
<b>ARVC</b>	: Arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy, aritmojenik sağ ventriküler kardiyomiyopati
<b>AY</b>	: Aort yetmezliği
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>BTA</b>	: BT Anjiyografi
<b>CI</b>	: Confidence Interval”, güven aralığı
<b>CO</b>	: Kardiyak ‘output’, kardiyak atım
<b>EDV</b>	: End diyastolik volüm, diyastol sonu volüm
<b>EF</b>	: Ejeksiyon fraksiyonu
<b>EKO</b>	: Ekokardiyografi
<b>ESV</b>	: Endsistolik volüm, sistol sonu volüm
<b>FOV</b>	: Field of View
<b>FSE</b>	: Fast Spin Eko
<b>GRE</b>	: Gradient Eko
<b>HASTE</b>	: Half- Fourier Single-Shot Turbo Spin Eko With Double IR
<b>HU</b>	: Hounsfield Unit
<b>ICC</b>	: Sınıf içi korelasyon (“Intraclass Correlation”)
<b>KAH</b>	: Koroner arter hastalığı
<b>KMRG</b>	: Kardiyak manyetik rezonans görüntüleme
<b>KVH</b>	: Kardiovasküler hastalık
<b>LV-EDV</b>	: Sol ventrikül end diyastolik volüm
<b>LV-EF</b>	: Sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu
<b>LV-ESV</b>	: Sol ventrikül end sistolik volüm

<b>LV-SV</b>	: Sol ventrikül atım hacmi
<b>MR</b>	: Magnetik Rezonans
<b>PC</b>	: Phase Contrast; faz kontrast
<b>RCA</b>	: Sağ koroner arter
<b>RF</b>	: Radyofrekans
<b>ROI</b>	: İlgilenilen alan (“Region Of Interest”)
<b>RV</b>	: Sağ ventrikül
<b>RV-EDV</b>	: Sağ ventrikül end-diyastolik volüm
<b>RV-EF</b>	: Sağ ventrikül ejeksiyon fraksiyonu
<b>RV-ESV</b>	: Sağ ventrikül end-sistolik volüm
<b>RV-SV</b>	: Sağ ventrikül atım hacmi
<b>SA</b>	: Kısa aks, “short axis”
<b>SD</b>	: Standart deviasyon (standart sapma)
<b>SE</b>	: Spin Eko
<b>SNR</b>	: Sinyal gürültü oranı
<b>SSFP</b>	: Steady State Free Precission
<b>SV</b>	: Stroke volume”, atım hacmi
<b>T1AG</b>	: T1 ağırlıklı görüntü
<b>T2AG</b>	: T2 ağırlıklı görüntü
<b>TE</b>	: The echo time, eko zamanı
<b>TR</b>	: The repetition time

## TABLolar DİZİNİ

### Sayfa No:

<b>Tablo 1.</b> KMRG Avantajları ve Dezavantajları .....	15
<b>Tablo 2.</b> Kardiyak MRG'nin Endikasyonları ve Kontrendikasyonları .....	17
<b>Tablo 3.</b> Hasta grubunun yaş ve cinsiyet dağılımları.....	45
<b>Tablo 4.</b> Aksiyel ve SA görüntüler üzerinden yapılan ölçümlerin ortalama ve standart sapma değerleri .....	45
<b>Tablo 5.</b> Aksiyel ve SA görüntüler üzerinden yapılan ölçümlerin Bland-Altman yöntemine göre uyumu .....	46
<b>Tablo 6.</b> Aksiyel ve SA görüntüler üzerinden yapılan ölçümlerin bağımlı örneklem t testi analizi.....	51
<b>Tablo 7.</b> Aksiyel ve SA görüntüler üzerinden yapılan ölçümlerin ICC yöntemine göre uyumu .....	52
<b>Tablo 8.</b> RV-SV ölçümlerinin, PC görüntülerden elde edilen pulmoner trunkus akım ölçümü ile uyumu (ICC yöntemine göre).....	53
<b>Tablo 9.</b> Her iki gözlemciye ait ölçümlerin ICC yöntemine göre uyumu .....	54



## ŞEKİLLER DİZİNİ

### Sayfa No:

- Şekil 1.** Kalp anatomisi .....5
- Şekil 2.** Prospektif ve retrospektif EKG tetikleme .....26
- Şekil 3.** Vücut düzlemleri ve bu düzlemlerden elde edilen beyaz kan görüntüleri.....28
- Şekil 4.** Kardiyak görüntüleme düzlemleri ve karşılık gelen beyaz kan görüntüleri (31, 66).....28
- Şekil 5.** (a) Horizontal uzun aks (4 oda) ve (b) vertikal uzun aks (2 oda) görüntüleri.....30
- Şekil 6.** Kısa aks görüntüleri; kısa aks görüntüleri, uzun aks görüntülere dik ve sol ventrikül orta kesiminden geçen plan ile elde edilir .....30
- Şekil 7.** SE ve FSE puls diagramı .....33
- Şekil 8.** GRE Eko Puls Diagramı (GRE sekansında düşük açılı FA ve bipolar (çevirici) gradient kullanılır ve gradient eko denilen sinyal elde edilir).....34
- Şekil 9.** FSE, 90° pulsün ardından, çok sayıda 180°'lik puls uygulanarak çok sayıda SE elde edilir. Her kalp atımında birden fazla k-space elde edilir .....35
- Şekil 10.** Kardiyak sine MR'da kardiyak siklus boyunca farklı fazlardan çok sayıda görüntü elde edilir. Farklı kalp atımlarında, her fazdan elde edilen görüntüer uygun segmentlere yapılandırılır. Çok sayıda kardiyak fazdan elde edilen çok sayıda görüntü ile hareketli görüntüer elde edilir (Kardiyak sine MR görüntüleme) .....39
- Şekil 11.** Diyastol sonu SA görüntülerde RV örnek endokardiyal çizimi .....43
- Şekil 12.** Diyastol sonu aksiyel görüntülerde RV örnek endokardiyal çizimi .....43

## GRAFİKLER DİZİNİ

### Sayfa No:

- Grafik 1.** Deneyimsiz gözlemci aksiyel ve kısa aks görüntülerden elde edilen EDV ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi). .....47
- Grafik 2.** Deneyimsiz gözlemci aksiyel ve kısa aks görüntülerden elde edilen ESV ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi). .....47
- Grafik 3.** Deneyimsiz gözlemci aksiyel ve kısa aks görüntülerden elde edilen SV ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi). .....48
- Grafik 4.** Deneyimsiz gözlemci aksiyel ve SA görüntülerden elde edilen EF ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi). .....48
- Grafik 5.** Deneyimli gözlemci aksiyel ve SA görüntülerden elde edilen EDV ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi). .....49
- Grafik 6.** Deneyimli gözlemci aksiyel ve kısa aks görüntülerden elde edilen ESV ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi). .....49
- Grafik 7.** Deneyimli gözlemci aksiyel ve kısa aks görüntülerden elde edilen SV ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi). .....50
- Grafik 8.** Deneyimli gözlemci aksiyel ve kısa aks görüntülerden elde edilen EF ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi). .....50

## ÖZET

### **Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme: Sağ Ventrikül Volümünün Hesaplanması**

**Giriş ve amaç:** Sağ ventrikül hacminin ve dolayısı ile fonksiyonlarının değerlendirilmesi, konjenital kalp hastalıklarının, aritmojenik sağ ventriküler kardiyomyopati (ARVC) ve pulmoner hipertansiyonun tanısında ve uzun dönem takibinde önem teşkil etmektedir. Bizim çalışmamızda, aksiyel ve kısa aks (SA) görüntüleri üzerinde yapılan sağ ventrikül (RV) ölçümleri karşılaştırılarak sağ ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesinde kullanılarak en uygun metod araştırılmaktadır. Her iki methodan ölçülen atım hacmi (SV) değerlerinin karşılaştırılmasında, faz kontrast (PC) akım ölçümleri, non-volümetrik referans olarak kullanılmıştır. Ayrıca deneyimli ve deneyimsiz iki gözlemcinin ölçümleri karşılaştırılmış ve deneyim faktörünün ölçümler üzerindeki etkisini azaltabilmek için en uygun metodun tespit edilmesi amaçlanmıştır.

**Gereç ve yöntem:** Kasım 2015 ile Aralık 2017 tarihleri arasında kardiyak MRG tetkiki yapılmış, aksiyel ve SA planlarda sine “Steady State Free Precision (SSPF)” görüntüleri bulunan 40 hasta retrospektif olarak değerlendirildi. Aksiyel ve SA görüntüleri üzerinden deneyimli ve deneyimsiz iki gözlemci tarafından sağ ventrikül hacim ölçümleri yapıldı. Pulmoner arter faz kontrast görüntüleri bulunan 14 hastada, faz kontrast akım analizleri RV atım hacmini değerlendirmek için referans olarak kullanıldı. Aksiyel ve SA planlardan yapılan hacim ölçümleri ve gözlemci ölçümleri arasındaki uyumlar Bland-Altman yöntemi ve sınıf içi korelasyon (ICC) yöntemi kullanılarak analiz edildi.

**Bulgular:** Aksiyel ve SA olmak üzere her iki methodan yapılan tüm ölçümler birbiriyle anlamlı olarak uyumlu bulunmuştur. Her iki metodun birbiri ile uyumunu değerlendiren sınıf içi korelasyon (ICC) katsayıları deneyimsiz gözlemcide en yüksek sistol sonu hacim (ESV): 0,936 (p=0.000, %95 CI: 0.882-0.9635) değerinde bulunmuştur. Deneyimli gözlemcide ise en yüksek ICC, diyastol sonu hacim (EDV): 0,948 (p=0.000, %95 CI: 0.905-0.972) ve ESV: 0,946 (p=0.000, %95 CI: 0.900-

0.971) değerlerinde bulunmuştur. Aksiyel ve SA görüntülerden yapılan ölçümlerin ortalama farkları karşılaştırıldığında deneyimli gözlemcide EDV ve ESV ölçümleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır (p değerleri sırasıyla; 0,05 ve 0,112). Deneyimsiz gözlemcinin her iki metodla yapılan EDV ve ESV ölçümleri arasında anlamlı fark bulunmuştur (p değerleri sırasıyla; 0,002 ve 0,002). Gözlemciler arası RV ölçümleri birbiriyle korelasyon göstermektedir. Her iki gözlemcide EDV ve ESV değerleri için iki metod arasındaki uyum iyi-mükemmel düzeydedir. Ancak deneyimli gözlemcide sınıf içi korelasyon katsayıları, dolayısıyla ölçüm tutarlılıkları deneyimsiz gözlemciye göre daha yüksek bulunmuştur. Her iki metodla ölçülen RV-SV ölçümleri, faz kontrast görüntülerden ölçülen ve altın standart kabul edilen pulmoner trunkus akımı ile uyumlu bulunmuştur. Altın standart metodla karşılaştırılan bu ölçümlerde deneyimli gözlemcinin korelasyon katsayıları, yani ölçüm tekrarlanabilirlikleri, hem SA ve hem aksiyel ölçümlerde deneyimsiz gözlemciden daha yüksektir. Ayrıca her iki gözlemci için de aksiyel plandaki korelasyon katsayıları SA plana göre daha yüksek hesaplanmıştır.

**Sonuç:** Her iki gözlemcide aksiyel planda yapılan RV hacim ölçümlerinin, altın standart metod olan faz kontrast akım analizleriyle uyumu, SA planından yapılan ölçümlere göre daha yüksek bulunmuştur; bu nedenle klinik ölçümlerin aksiyel planda gerçekleştirilmesi önerilmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Kardiyak MRG, sağ ventrikül hacimi, ventriküler fonksiyon, gözlemciler arası değişkenlik

## SUMMARY

### **Cardiac Magnetic Resonance Imaging: Measurements of Right Ventricular Volumes**

**Purpose:** Right ventricular (RV) volume and function assessment is usually performed on patients with cardiovascular diseases by using cardiac magnetic resonance imaging (CMRI). It's important to clear that which slice orientation provides better overall assessment of RV functional performance. This study is designed to evaluate right ventricular (RV) volume measurements and their reproducibility by comparing axial and short axis orientation acquisition techniques. We've also compared the experienced and inexperienced observers measurements to assess which orientation is better for evaluating RV functions.

**Materials and methods:** From November 2015 to December 2017, 40 patients who underwent CMR and had both axial and short axis acquisitions were retrospectively evaluated. Measurements of RV from data sets acquired in axial and short axis orientations were compared. Interobserver variability was assessed. PC flow analyses of main pulmonary artery (MPA) were used as the reference measure of RV-SV.

**Results:** There was a high linear correlation between axial and SA orientations for all measurements. For inexperienced observer the highest intraclass correlation coefficient of axial vs. short axis images was ESV: 0,936 ( $p=0.000$ , %95 CI: 0.882-0.9635) and for experienced observer, the highest values were EDV: 0,948 ( $p=0.000$ , %95 CI: 0.905-0.972) and ESV: 0,946 ( $p=0.000$ , %95 CI: 0.900-0.971). There was a correlation between the experienced and in-experienced observer. The correlation coefficients acquired from experienced observer is higher than inexperienced observer. There were agreement between RV-SV measurements from both orientations and the reference method, PC flow analyses of main pulmonary artery (MPA). The intraclass correlation coefficient of axial measurements are higher than SA measurements for both observer.

**Conclusion:** In this study, we found that there was correlation between the RV measurements for both slice orientation and, also interobserver variabilities. The correlation between MPA-PC flow and RV-SV for axial acquisitions is higher than SA acquisitions and also, reliability of the experienced observer is higher.

**Key Words:** Cardiac MRI, right ventricle volume assessment, ventricular function, interobserver variability



# 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kardiyovasküler hastalıklar (KVH), tüm dünyada ve ülkemizde, morbidite ve mortalitenin en sık sebebinin oluşturmaktadır. Her yıl yaklaşık olarak 17,5 milyon kişi KVH'dan ölmektedir, yani KVH, tüm ölümlerin yaklaşık üçte birinin nedenidir (1).

Koroner kalp hastalıkları, kardiyovasküler hastalıklar nedeni ile meydana gelen ölümlerin en sık (%45,1) nedenidir. Bunu sırası ile inme (%16,5), kalp yetmezliği (%8,5), hipertansiyon (%9,1), arter hastalıkları (%3,2) ve diğer kardiyovasküler hastalıklar takip etmektedir (2).

Kalp hastalıklarının tanı ve tedavisindeki gelişmelerin prognoz üzerinde olumlu etkileri bulunmaktadır. Kalp anatomisini değerlendirmek, kardiyak hastalıkları tedavi etmek, post-operatif değerlendirme yapmak, rezidüel lezyonları ve oluşabilecek komplikasyonları değerlendirmek amacıyla birinci basamak yöntemlere (ekokardiyografi (EKO), kardiyak kateterizasyon) ek olarak kardiyak manyetik rezonans görüntüleme (KMRG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi yeni görüntüleme yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Kalp hastalıklarının erken tanısı mortalite ve morbiditeyi azaltmakta, ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi tedaviye yön vermektedir (3).

Ekokardiyografi (EKO) ventriküler fonksiyonun ve kapak hastalıklarının değerlendirilmesinde en sık kullanılan ve ilk tercih edilen yöntemdir. Bu yöntemin önemli avantajları, ucuz olması, yaygın kullanılan, ulaşılabilir, invaziv olmayan, taşınabilir bir yöntem olması ve hızlı sonuç vermesidir. Bu yöntemin sınırlılıkları ise operatör bağımlı olması, bazı hastalarda akustik pencerenin sınırlı olması, kalbin inferobazal kesimini değerlendirmede yetersiz kalması ve "re-modelling"e uğrayan ventriküllerde, ventrikül fonksiyonlarını değerlendirmek için yapılan geometrik ölçümlerin hatalı sonuç verebilmesidir (4).

KMRG üç boyutlu anatomik ve fonksiyonel bilgi sağlayan, invaziv olmayan, tekrar edilebilir bir yöntemdir. Miyokardın tümü ile değerlendirilebilmesine olanak sağlamaktadır. Yüksek uzaysal ve temporal çözünürlüğe sahip olması, geometrik tahminlerden bağımsız olması KMRG'nin tanısal değerini artırmaktadır. KMRG, bu

özellikleri sayesinde kardiyak görüntülemelerde altın standart olarak kabul edilmektedir. EKO'ye alternatif veya tamamlayıcı bir teknik olarak kullanılmaktadır (5).

KMRG'de artan görüntüleme kalitesi, gelişen hızlı görüntüleme teknikleri ve kan akımı ölçüm metodları sayesinde kalp fonksiyonunun ve hemodinamisinin değerlendirilmesini sağlayan ölçümler yapılabilmektedir. Bu gelişmelerle birlikte KMRG incelemelerinin klinik kullanımı ve önemi giderek artmaktadır. Kardiyak volüm ve fonksiyon ölçümleri, kalp hastalıklarının tanısında ve tedavi planının belirlenmesinde önemlidir. KMRG, sağ ve sol ventriküler hacimlerin ölçülmesinde, dolayısıyla ventriküler fonksiyonların kantitatif değerlendirilmesinde altın standart görüntüleme yöntemidir (6-13).

Klinik tanı ve tedavide ağırlıklı olarak sol ventrikül (LV) ölçümleri kullanılmakla birlikte sağ ventrikül (RV) boyutlarının ve fonksiyonunun ölçülmesi, konjenital kalp hastalıkları ve aritmojenik RV kardiyomyopati (ARVC) gibi kardiyomyopatilerin tanısı, takibi ve hastalık prognozunun tahmin edilmesinde oldukça önemlidir; bu hastalıkların tedavi planlaması ve cerrahi gerekliliği de RV fonksiyonlarının takibi ile belirlenmektedir. Bu sebeple KMRG, RV fonksiyonlarının değerlendirilmesinde klinikte artan sıklıkta kullanılmaktadır (6, 7, 11, 14-16).

Sağ ventrikülün geometrik olmayan şekli, sağ ventrikül çıkımının ve triküspit kapağın asimetrik bazal görünümü nedeni ile RV ölçümleri LV ölçümlerine göre daha karmaşık ve zorlayıcıdır. Bu nedenle sağ ventrikülü etkileyen hastalıklarda etkin tanı ve takip sağlayabilmek için etkin ölçüm metodunu bulmak önem teşkil etmektedir.

LV ölçümleri için standart olarak SSPF - kısa aks görüntüleri kullanılmaktadır. RV hacim ölçümleri ise ağırlıklı olarak aksiyel görüntülerden gerçekleştirilmekte ancak ölçüm için kısa aks ("Short axis", SA) görüntüleri de kullanan klinisyenler bulunmaktadır. LV hacim ölçümlerinde olduğu gibi, RV fonksiyonlarını değerlendirmek için alınan hem aksiyel hem SA görüntülerde önerilen sekans kan-miyokard kontrastının iyi olduğu, endokardiyal sınırların daha net değerlendirilebildiği SSPF sekansıdır (6, 17-19).

Daha önce yapılan bazı çalışmalarda, mevcut sağ ventrikül ölçüm protokolleri ile yapılan ölçümlerde, gözlemci içi ve gözlemciler arasında %60'a varan farklılıklar



olduğu tespit edilmiştir (14). Yapılan çoğu çalışmada aksiyel kesitlerden yapılan ölçümlerin gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumu, SA ölçümlerine göre daha yüksek bulunmuştur (6, 7, 11). Bununla birlikte bazı kliniklerde SA üzerinden ölçümlere devam edilmektedir (11, 20-23). Sonuç olarak RV hacim ölçümü için en tutarlı metodun hangisi olduğu netleşmemiştir. Ancak RV gerçek hacimlerini KMRG'den daha güvenilir şekilde ölçebilen ve bazal veri sağlayabilecek in vivo metod bulunmamaktadır (7, 11). Bu bilgiler ışığında, KMRG ile sağ kalp fonksiyonlarının değerlendirilmesinde daha güvenilir ölçümlerin elde edebildiği ve deneyim etkisinin daha az olduğu uygun görüntü planını tespit edebilmek için yapılacak çalışmalar önem taşımaktadır.

Bağımsız bir metod olan faz kontrast ("Phase contrast (PC) imaging") görüntülerde, pulmoner trunkus içerisinden akım ölçümleri ile endokardiyal kontür çizme sınırlılığı olmaksızın sağ ventrikül atım hacmi (RV-SV) değerlendirilebilmektedir (11, 24). RV-SV değerlerinde, en tutarlı oryantasyonun belirlenebilmesi üzerine çalışmalarda altın standart olarak faz kontrast görüntülerden elde edilen pulmoner arter akım ölçümleri kullanılabilir (11).

Bu alışmada, KMRG aksiyel ve SA görüntülerinden elde edilen sağ ventrikül ölçümleri karşılaştırılmış ve bu ölçümlerin birbiri ile uyumu değerlendirilmiştir. Bunun için aksiyel ölçümler altın standart olarak kullanılmıştır. Bunun yanı sıra deneyimli ve deneyimsiz iki farklı gözlemcinin, her iki plandaki ölçümleri arasındaki uyuma bakılarak, ölçüm yapan kişinin deneyim düzeyinin ölçümler üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi ve deneyim farklılıklarının ölçümler üzerindeki etkisini azaltmak için kullanılabilir en uygun görüntüleme planının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca RV- SV değerleri için en tutarlı sonuç veren metodu saptayabilmek için her iki metoddan elde edilen RV- SV değerlerinin pulmoner arterden yapılan ölçümler ile olan uyumu değerlendirilmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. KALP ANATOMİSİ VE FİZYOLOJİSİ

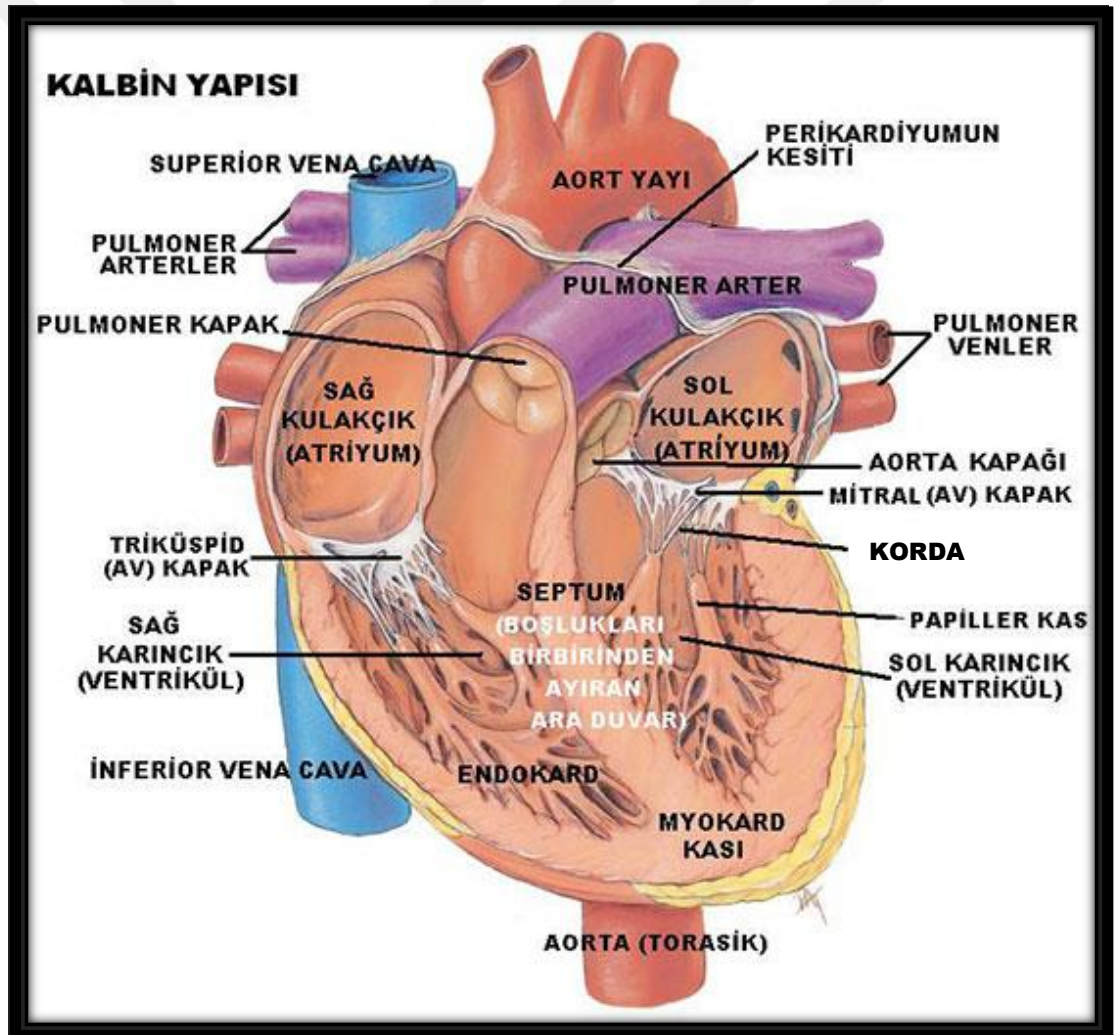
Kalp, mediastende bulunan, diafragmanın üstünde akciğerler tarafından çevrelenen, 12 cm uzunluğunda, 9 cm genişliğinde, piramit şeklinde, kas yapısından oluşan bir organdır. Göğüs boşluğunun santralinde, tabanı sağ üst posteriora, apeksi sol alt anteriorda yer alacak şekilde, arkadan öne, sağdan sola ve yukarıdan aşağıya doğru uzanır (25). Dıştan içe doğru perikard, miyokard ve endokard tabakalarından oluşur. En dış tabaka olan perikard, kalbi ve kalple ilgili damarların köklerini saran koni şeklinde fibroseröz bir zardır. Asendan aortanın hemen tamamı, ana pulmoner arter, süperior ve inferior vena kavanın bazı bölümleri ve pulmoner venler perikard tabakasının içerisinde yer almaktadır. Seröz perikard, fibröz perikardın iç yüzünü oluşturur, kalbin ve büyük damarların dışını sarar. Kalbin yüzeyinde epikardiyum ismini alır ve içerisinde epikardiyal koroner arterleri ve venleri, otonomik sinirleri ve bir miktar adipoz dokuyu içerir. Seröz ve pariyetal zarlar arasında 30-40 mL seröz sıvı bulunmaktadır. Orta tabaka olan miyokard, çizgili kastan oluşmaktadır ve kalbin en kalın tabakasıdır. En iç tabaka olan endokard ise kan damarlarını ve özelleşmiş kas liflerini (Purkinje lifleri) içermektedir.

Kalp sağ atriyum, sol atriyum, sağ ventrikül ve sol ventrikül olmak üzere dört boşluktan oluşmaktadır. Sağ atrium ile sağ ventrikül arasında triküspit kapak, sol atrium ile sol ventrikül arasında mitral kapak bulunur. Mitral kapak biküspit kapaktır; anterior ve posterior kapakçıktan oluşur. Bu kapakçıkların hareketinden sorumlu sağda üç, solda ise iki adet papiller adele bulunmaktadır (Şekil 1). Papiller adeleler kapakçıklara “korda tendinea” adı verilen fibröz yapılarla bağlanırlar (26, 27).

Sol ventrikül aort arasında aort kapağı, sağ ventrikül ile pulmoner arter arasında pulmoner kapak bulunmaktadır. Bu kapaklar semilunar karakterde üç kapakçıktan oluşur. Vena kava inferior ve süperior yolu ile kalbin sağ atriumuna gelen deoksijenize kan, triküspit kapaktan geçerek sağ ventriküle dolar. Sağ ventrikülden pulmoner kapak yolu ile pulmoner artere ve akciğerlere ulaşır. Sağ kalp yapıları *pulmoner dolaşımdan* sorumludur ve kanın akciğerler yolu ile

oksijenlenmesini sağlar. Akciğerden gelen oksijenize kan pulmoner venler yolu ile önce sol atriuma, daha sonra mitral kapaktan geçerek sol ventriküle dolar. Oksijenize kan sistol ile birlikte, aort yolu ile vücuda pompalanır. Kanı vücuda pompalayan sol kalp yapıları ise *sistemik dolaşımdan* sorumludur (28).

Pulmoner dolaşım ile sistemik dolaşım arasındaki basınç farkı fazla olduğundan sağ ve sol kalp bölümleri arasında belirgin iş yükü farkı vardır. Sağ ve sol ventrikülün yapısal farklılıkları, iş yükündeki farklılıklardan kaynaklanır. Sağ ventrikül duvarı, sol ventriküle kıyasla daha incedir. Sağ ventrikül duvar kalınlığı 2-3 mm iken sol ventrikül duvar kalınlığı 9 mm'ye yakındır (29, 30). Normal erişkinde sağ ventrikül duvar kalınlığı genelde 6 mm'yi geçmez.



<https://www.kalpcarpintisi.gen.tr/kalp-anatomisi.html>

Şekil 1. Kalp anatomisi

**Sağ Atriyum:** Sağ atriyum morfolojik olarak, sağ atriyal apandiks ve sinüs venosusdan oluşur. Sinüs venosus düz duvara sahiptir; inferior vena kava, superior vena kava ve koroner sinüslerden gelen kanı toplar. Sağ atriyal apandiks, üst-ön kesimde yer alan üçgen şekilli bir yapıdır, kaba trabekülasyonlar ve pektinat kasları içerir. Sağ atriyal apandiks ile sinüs venosus birbirinden “krista terminalis” ile ayrılır. Krista terminalis KMRG ile elde edilen beyaz ve siyah kan görüntülerde görülebilmektedir; miyokard ile benzer sinyal özelliğindedir. Koroner sinüsün (Thebesian kapak) ve inferior vena kavanın (Eustachian kapak) kapakları da MR ile görüntülenebilmektedir (31).

**Sağ Ventrikül:** Sağ ventrikül, sağ atriumdan kan alır; giriş (‘inlet’), çıkış (‘outlet’, infundibulum) ve apikal kısım olmak üzere üç temel kısımdan oluşur (32). Giriş kısmında, korda tendinea ile bağlantılı trikuspit kapak bulunmaktadır. Apikal kısımda trabeküller ve papiller kaslar bulunmaktadır. Çıkış kısmı ile düzdür; triküs pit ve pulmoner kapakları birbirinden ayırır ve pulmoner arter ile devamlılık gösterir (31). Sağ ventrikül, interventriküler septum apikal kesiminden sağ ventrikül anterior duvarına uzanan belirgin septomarjinal trabeküle sahiptir ve bu trabeküllerin en kalınına moderatör bant adı verilir (29).

**Sol Atriyum:** Sol atrium en üst ve posterior kesimde yer alan odacıktır ve pulmoner venlerden gelen kanı toplar. Sol atrial apandikse bağlıdır. Sol atrial apandiks, sağ atrial apandikse göre daha dar ve uzundur. Sol atrium, sağa göre daha küçüktür ve daha az trabekülasyon içerir. İnteratriyal septum, sağ ve sol atriyumu birbirinden ayırır ve fokal incelme şeklinde izlenen fossa ovalis’i içerir (31).

**Sol Ventrikül:** Sol ventrikül, giriş (‘inlet’), çıkış (‘outlet’) ve apikal kısım olmak üzere üç temel kısımdan oluşur; sağ ventrikülden interventriküler septum ile ayrılır. Septum normal koşullarda sağ ventriküle doğru eğimlidir; bunun bir sonucu olarak kısa aks görüntülerde sol ventrikül daha oval görünümüne sahiptir. Giriş ve çıkış kısımları birbiri ile devamlılık gösterir ve sırası ile mitral ve aortik kapakları içerir. Apikal kesim iki adet papiller kas içermektedir; bu papiller kaslar sağ ventriküldekilere göre daha büyüktür. Normal erişkinlerde, sol ventrikül lateral duvarı 1 cm kalınlığın altında olmalıdır (31, 33).

**Kalbin Elektrofizyolojisi:** Kalp hücrelerinin yaklaşık %1'i kasılmada görev almayıp, normal kalp kasılması için gerekli ileti sistemini oluşturmak üzere özelleşmiştir. Kardiyak döngüyü düzenleyen, kalp kası hücreleri ve bu çok özelleşmiş liflerden oluşan kalbin iletim sistemidir.

Kalp döngüsü, bir kalp atımının başlangıcından başlayarak bir sonraki kalp atımına kadar geçen kardiyak olaylardır. Kalbin kan ile dolduğu, *diyastol* adı verilen gevşeme ve *sistol* adı verilen kasılma döneminden oluşur.

Her bir döngü, sinüs düğümünde (sinoatriyal düğüm, SA düğüm) bir aksiyon potansiyelinin kendiliğinden oluşması ile başlar. SA düğüm, sağ atriyum süperiolateral duvarında, vena kava superiorun atriyuma açıldığı yere yakın yerleşmiştir. Aksiyon potansiyeli düğümler arası yollar ile hızla her iki atriyuma ve oradan atrioventriküler (AV) düğüme ulaşır. Atriyumlardan ventriküllere geçişi sağlayan ileti sisteminin özel düzeni sayesinde kalp uyarısı AV düğümünden ventriküllere 1/10 saniyeden daha uzun süren bir gecikme ile iletilir. Bu gecikme atriyumların ventriküllerden daha önce kasılmasını sağlayarak ventrikül kasılmasından önce kanın ventriküllere dolmasını sağlar. Bu sayede atriyumlar ventriküller için hazırlayıcı pompa görevi yaparlar. Ventriküller ise kanı damar sistemine iten ana güç kaynağını oluşturmaktadır.

Normal bir kalpte sinoatriyal düğümde aktivasyonun başlaması ile tüm ventriküler miyositlerin uyarımı yaklaşık 220 msn içinde gerçekleşir. En son aktive olan hücreler en kısa aktivasyon süresine sahip olduklarından ilk inaktive olan hücrelerdir. Aktivasyon endokarddan epikarda doğrudur, dolayısıyla kontraksiyon endokardiyumdan başlar ve epikarda doğru ilerler. İnaktivasyon ise epikarddan endokarda doğrudur bu nedenle relaksasyon epikarddan başlar. Ventriküldeki uyarının yayılımı ise septumdan başlayarak apekse ve serbest duvara doğrudur. Ventrikülün bazal kesimi en son uyarılır. Kalp kası hücrelerinin kısa, geniş dallanmış yapısı ve birbiri ile olan özel bağlantıları (interkaler diskler) sayesinde hücreler arası uyarı dağılımı hızla gerçekleşir ve kalp kası bir kitle şeklinde kasılır (34).

**Kalbin Beslenmesi:** Kalp aortadan çıkan sağ ve sol koroner arterlerle beslenir. Sağ koroner arter dalları: konus arteri, sinoatriyal nod arteri, müsküler dallar, akut marjinal dal, posterior desenden arter, atrioventriküler nodal arter,

posterolateral ventriküler arter dallarıdır. Sol koroner arter dalları: sol anterior desenden arter, septal dallar, diagonal dallar, sol sirkümfleks arter ve marjinal dallardır. %85 oranında sağ koroner arter baskın besleyici damardır. %10 sol koroner arter dominant, %5 de kodominansı izlenebilir (35).

### 2.1.1. Sol Ventrikül Sistolik Fonksiyonları

Diyastol sonrası dolan her bir ventrikülün hacmi, normalde 110-120 mililitreye kadar yükselmektedir. Bu hacim *diastol sonrası hacim (end diastolik volüm, EDV)* olarak bilinir. Bunu takip eden sistol esnasında, ventriküller kasılır, ventrikülün içindeki kanın %55-70 kadarı aort veya pulmoner artere atılır. Sistol ile birlikte her bir ventrikül hacmi yaklaşık 70 ml azalır. Buna *atım hacmi (Stroke volume, SV)* denir.  $SV=EDV-ESV$  formülü ile elde edilir ve birimi mililitredir. Her bir ventrikülde atım sonrası kalan kan hacmi yaklaşık 40-50 ml olup, bu hacim *sistol sonu hacmi (end sistolik volum, ESV)* olarak adlandırılır. Atım hacminin, diastol sonrası hacime oranına *ejeksiyon fraksiyonu (EF)* denilmektedir ve EF yüzde oranı olarak ifade edilir (36, 37).

$$EF = (EDV-ESV) / EDV$$

$$SV = EDV-ESV$$

Dolayısıyla;  $EF = (EDV-ESV)/EDV = SV/EDV$  dir.

Kalbin dakikada pompaladığı kan miktarı ise kardiyak output (CO) olarak ifade edilir. “ $CO = SV \times \text{Kalp Hızı}$ ” formülü ile militre/dk cinsinden hesaplanır (36).

Ejeksiyon fraksiyonu, atım volumu, kardiyak debi ve sol ventrikül hacimleri; iskemik kalp hastalıkları ve kalp yetmezliğinin tanı ve tedavisinin takibinde kullanılan önemli prognostik faktörlerdir (34, 37, 38).

Miyositler neredeyse tamamen aerobik metabolizmaya sahip olduklarından kanlanma önemlidir. Koroner arterde %75'ten fazla stenoz dolaşım yetersizliğine neden olur. Miyokardiyal perfüzyon temelde diastolde gerçekleşen fazik düzene sahiptir. Diastolik hacim ve basınçtaki yükselme koroner perfüzyonu bozar (39).

### 2.1.2. Sağ Ventrikül Sistolik Fonksiyonlarının Klinik Önemi

Kazanılmış ve konjenital birçok kalp hastalığında sağ ventrikül etkilenmektedir. Sağ ventrikülü etkileyen temel hastalıklar; aritmojenik sağ ventriküler kardiyomiyopati, trikuspit yetmezlik, pulmoner hipertansiyon ve konjenital kalp hastalıklarıdır (Fallot tetrolojisi, Ebstein anomalisi, şantlar gibi). Ayrıca koroner hastalıklara veya kapak hastalığına bağlı sol ventrikül disfonksiyonuna sıklıkla sağ ventrikül sistolik disfonksiyonu eşlik eder (30, 34). Sağ ventrikül ile ilgili, kapak yetmezliği veya şantlar gibi volüm yükünü artıran, pulmoner arter stenozu veya pulmoner hipertansiyon (PAH) gibi basınç yükünü artıran durumlarda, sağ ventrikül performansının ve ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi, gerek kalp yetmezliği ve tedavi sonuçlarını değerlendirmek için, gerekse sağ kalımı öngörebilmek için önemlidir (6, 40-44).

Konjenital kalp hastalıklarında fonksiyonel kötüleşmeyi, ventrikül dilatasyonunu değerlendirmek, cerrahi gerekliliğini ve zamanlamasını planlamak için bu verilere ihtiyaç duyulmaktadır. Benzer şekilde, primer pulmoner hipertansiyonda, akciğer transplantasyonunun zamanını belirlemede ve cerrahi sonrası takiplerde de RV ölçümleri önemlidir (6, 41, 43).

PAH'da, RV-EDV ve RV-ESV anlamlı olarak artmakta, RV-EF, LV-EDV ve LV-SV anlamlı düzeyde azalmaktadır. PAH erken evresinde, sağ ventriküler kütle, pulmoner arter basıncı ile iyi korelasyon göstermekle birlikte tespit edilmesi zor bir parametredir (45). PAH'da, sağ ventrikül dilatasyonu ve RV-EF'deki progresif azalma, mortalite açısından güçlü bir belirteçtir (46-48). Ventriküler kütle indeksi (sağ ventriküler kütle/sol ventriküler kütle), sağ kalp kateterizasyonu sırasında saptanan pulmoner arter basıncı ile korelasyon göstermektedir (45).

Miyokardiyal enfarkt sonrası hastalarda ve iskemik olmayan kardiyomiyopatilerde, RV disfonksiyonu önemli bir belirteçtir (49, 50).

Spesifik geometrisi, liflerin oryantasyonu ve karmaşık kontraksiyon paterni nedeni ile sağ ventrikül görüntülemesi zordur. Sağ ventrikül değerlendirmesinde EKO başlangıç değerlendirme yöntemi olarak kabul edilmekle birlikte sağ ventrikülün ince duvar yapısı, özgün morfolojisi ve göğüs ön duvarında yerleşmiş olması EKO değerlendirmesini sınırlamaktadır.

KMRG, sağ ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesi ve doku karakterizasyonu açısından altın standart görüntüleme yöntemidir. KMRG'nin kardiyak fonksiyonların değerlendirmesindeki üstün yeteneği sayesinde klinikte artan sıklıkta kullanılmaktadır (6, 51).

Sağ ventrikül hacmini, global veya bölgesel fonksiyonları SSPF-beyaz kan sine görüntüler ile değerlendirilebilmektedir. Endokardiyal ve epikardiyal kontürler çizilerek ESD, EDV, SV, EF ve miyokardiyal kütle gibi fonksiyon hakkında fikir veren değerlere ulaşılabilmektedir (45).

## **2.2. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME**

### **2.2.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Temel Fizik Prensipleri**

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), eksternal bir magnetik alanda oluşturulmuş elektromanyetik radyo dalgalarının vücuda gönderilmesi ve geri dönen sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi temeline dayanan bir görüntüleme yöntemidir. MRG yumuşak doku kontrast çözümüleme gücü en yüksek olan radyolojik görüntüleme tekniğidir (32). Bu özelliği nedeni ile santral sinir sistemi başta olmak üzere vücuttaki tüm yumuşak dokuların incelemesinde kullanılır. Günümüzde teknolojik gelişmeler ve oluşturulan yeni sekanslar sayesinde MRG daha geniş alanlarda kullanılabilen ve kalp gibi hareketli organlar da değerlendirilebilmektedir (52).

Manyetik rezonans, ilk olarak 1946 yılında, birbirinden ayrı olarak çalışan Bloch ve Purcell adlı bilim adamları tarafından tanımlanmış ve bu buluş iki araştırmacıya 1951 yılında fizik dalında Nobel ödülünü kazandırmıştır. MRG'nin görüntüleme yöntemi olarak kullanılması, ilk olarak Paul Lauterbur tarafından 1973 yılında gerçekleştirilmiştir. MRG'nin multiplanar özelliğinin ortaya konması ve bu yöntemle 1980 yılında ilk lezyonun tanımlanması Hawkes ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir. 1980'li yılların ortalarından itibaren, kontrast maddelerin kullanıma girmesi ile birlikte hızla ilerlemeler kaydedilmiştir. Günümüzde MRG ile sadece morfolojik görüntüler değil, aynı zamanda dokulara ait fizyolojik ve metabolik bilgiler de elde edilebilmektedir. Kardiyak MRG ile morfolojik bilgilerin yanı sıra fonksiyonel ve doku özelliklerine ait bilgiler elde edilebilmektedir.



MRG'nin doğru yorumlanabilmesi ve yöntemin en etkin biçimde kullanılabilmesi için temel fizik prensiplerinin iyi bilinmesi gerekmektedir. Bu nedenle, bu bölümde MRG'nin temel fizik prensipleri, kardiyak MRG ve çalışmamızda kullanılan sekanslar hakkında bilgi verilecektir (52).

### 2.2.2. MRG'de Sinyal Oluşumu

Atom çekirdeğinin temel yapı taşını *proton* ve *nötron* adı verilen *nükleonlar* oluşturmaktadır. Proton ve nötronlar kendi eksenleri etrafında *spin hareketi* adı verilen devamlı dönüş hareketi yapmaktadır. Bu hareket sayesinde nükleonlar çevrelerinde doğal bir manyetik alan oluştururlar. Ancak çekirdekteki nükleonlar çift sayıda bulduklarında birbirlerinin spin hareketini ortadan kaldıracak şekilde dizildikleri için doğal manyetizasyon olmaz. Sadece tek sayıda nükleonu bulunan çekirdeklerde doğal manyetizasyon ya da manyetik dipol hareketi bulunmaktadır. Rezonans etkisi bu kavram ile ilişkili olarak oluşur.

MRG'de sinyal kaynağı olarak manyetik dipol hareketine sahip (proton ve nötron sayıları çift ve eşit olmayan) çekirdeklerden yararlanılır. Hidrojen (H+) atomu tek bir protondan oluşan çekirdek yapısıyla en güçlü manyetik dipol hareketine sahiptir. Bunun yanı sıra su ve yağda yoğun olmak üzere biyolojik dokularda yaygın olarak bulunması nedeni ile MRG'de sinyal kaynağı olarak tercih edilmektedir.

Normalde dokular içinde rastlantısal olarak dağılmış ve net manyetizasyonu sıfır olan H+ çekirdeklerinin dipolleri, güçlü bir manyetik alana yerleştirildiklerinde, manyetik alana paralel ve antiparalel şekilde dizilirler. Protonlar bu güçlü manyetik alanda paralel ve antiparalel şekilde dizili halde spin hareketini sürdürürler. Bir yandan da içinde buldukları manyetik alanın gücü ile orantılı olarak değişen salınım hareketi (presisyon) gösterirler. Bu hareket bir topacın hem kendi etrafında, hem de bir vektöryel aks etrafında dönüş hareketi gibidir. Salınım hareketi, *Larmor frekansı* (*presisyon frekansı*) adı verilen bir frekansta gerçekleşir ve bu frekans eksternal manyetik alanın gücüyle orantılıdır.

Paralel halde dizilim gösteren protonlar antiparalel dizilimli protonların sayısından biraz daha fazla olduğundan ana manyetik alana paralel doğrultuda, tek bir vektöryel ok şeklinde *longitudinal manyetizasyon* oluşur. Bu protonlardan sinyal

elde edebilmek için dışarıdan Larmor frekansıyla eşit 90°'lik radyofrekans (RF) pulsu vermek gereklidir. RF pulsu sonrası, longitudinal manyetizasyon olarak ifade edilen vektöriyel ok manyetik alana dik düzleme yatırılmış olur ve *transvers manyetizasyon* olarak adlandırılır. RF pulsu kesildiğinde protonlar önceki düşük seviyeli konumlarına geri dönmeye başlarlar ve transvers manyetizasyon azalırken, longitudinal manyetizasyon artmaya başlar. Bu arada protonların faz uyumu bozulur. Net vektöriyel büyüklük giderek küçülen halkalar şeklinde RF pulsu öncesi durumuna döner. Bu değişim "*free induction decay (FID)*" yani indüksiyonun kendi kendine azalması olarak adlandırılır ve sinyal kaydı bu dönemde oluşturulur. Zaman içerisinde sürekli azalarak değişen bu manyetizasyon, alıcı sargılar tarafından algılanır ve bilgisayar yardımı ile görüntüye dönüştürülür.

90°'lik radyofrekans (RF) pulsu verildikten sonra longitudinal manyetizasyonun %63'ünün yeniden kazanılması için gereken süreye **T1 relaksasyon zamanı**, transvers manyetizasyonun %37 seviyesine inmesine kadar geçen süreye **T2 relaksasyon zamanı** denir. T1 ve T2 değerleri dokuların karakterine bağlıdır. Farklı dokulardaki farklı T1 ve T2 değerleri, MRG'deki doğal görüntü kontrastını oluşturmaktadır. Hem dokuların fiziksel özelliklerinden hem de eksternal manyetik alan inhomojenitelerinden kaynaklanan relaksasyona **T2\* relaksasyon** denilmektedir. Gerçek T2 ise sadece dokuların fiziksel özelliklerinden kaynaklanan farklılıklardan etkilenmektedir. T2\*, GE sekansındaki transvers manyetizasyonun azalış süresini belirler ve hızlı görüntüleme sekanslarında kullanılır.

RF uyarım kesildikten sonra, ilgili kesit düzlemindeki proton rezonansından oluşan sinyaller algılayıcı sargılar tarafından toplanır. MRG'de veri toplama ve görüntünün oluşturulması için en çok kullanılan yöntem, *Fourier transformasyonu (FT)* adı verilen yöntemdir. Toplanan ham sinyaller daha önceden seçilmiş frekans ve faz eksenlerine yerleştirilerek *Fourier transformasyonu* yöntemiyle bir dizi bilgisayar işlemine tabi tutularak görüntüye çevrilir (52).

### 2.2.3. Kardiyak MRG Temel Prensipleri

Kardiyak MRG, yüksek intensiteli manyetik alan ve radyofrekans kullanarak, yüksek uzaysal rezolüsyonlu 3 boyutlu/tomografik görüntüler üretmektedir. İnvaziv

olmayan bir görüntüleme yöntemi olması, multiplanar görüntü elde edilebilmesi, iyonizan radyasyon içermemesi, zamansal ve uzaysal çözünürlüğünün, dolayısıyla yumuşak doku çözünürlüğünün yüksek olması ve bu sayede anatomik detayları iyi göstermesi, mediastinal yapıları da inceleme fırsatı vermesi nedeni ile kalp hastalıkları ve fonksiyonlarının değerlendirilmesinde kullanılan önemli bir görüntüleme yöntemidir.

KMRG ile morfolojik (duvar ve kapak hareketleri, kan damarları), fonksiyonel (kan akımı hacmi) bilgiler ve doku özelliklerine (perfüzyon ve geç kontrastlanma, kitle) ait bilgiler elde edilebilmektedir. KMRG'nin avantajları ve dezavantajları Tablo 1'de özetlenmiştir.

Temel MRG prensipleri;

1. Öncü (survey / localizer / scout) görüntüler almak;
  - KMRG'de başta aksiyel, sagittal, koronal planlarda öncü (survey / localizer / scout) görüntüler elde edilir. Her tetkik öncü görüntülerin alınması ile başlar. Öncü görüntülerin alınmasındaki amaç; bu görüntüler kılavuzluğunda kalbin uzun ve kısa aks görüntülerini oluşturmaktır. Öncü görüntüler için kullanılan puls sekanslar temel olarak SSPF'dir (53).
2. Anatomik ve morfolojik görüntüleme
  - Anatomiyi değerlendirmek için statik görüntüler gerekmektedir. Damar ve miyordın iç yüzeyi ile kan ayrımını net bir şekilde yapabiliyor olması nedeni ile anatomik değerlendirme için sıklıkla siyah kan görüntüler tercih edilmektedir.
  - Half-Fournier single shot fast-spin echo (HASTE), fast spin eko (FSE) sekanslarının özel bir varyantıdır ve anatominin görüntülenmesinde ideal sekanstır (53).
3. Fonksiyonel görüntüleme
  - Dinamik sine KMRG – beyaz kan görüntüleme, sağ ve sol ventrikül duvar hareketlerinin, ventriküler hacmin, ejeksiyon fraksiyonunun ve kalp kütesinin hesaplanmasında kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra kapak yetmezlikleri, çıkım yolu

obstrüksiyonları ve kardiyak kitle mobiliteleri de bu yöntem ile değerlendirilebilmektedir. SSPF sekanslar, yüksek sinyal-gürültü oranı ve endokardiyal sınırları gösterebilme özelliği nedeni ile beyaz kan görüntüleme ideal sekanslardır (53). Sine sekanslar, sol ventrikül sistolik fonksiyonlarının değerlendirilmesinde altın standart görüntüleme yöntemidir (54).

#### 4. Miyokardiyal perfüzyon görüntüleme

- GRE puls sekansları, miyokardiyal perfüzyonun gösterilmesinde sıklıkla kullanılan sekanslardır.
- KMR perfüzyonun, iskemik kalp hastalıklarındaki tanısal rolü giderek artmaktadır.

#### 5. Ödem görüntüleme

- Miyokardiyal ödem, T2AG'de uzamış T2 relaksasyon zamanı ile yakından ilişkilidir.
- Statik siyah kan görüntüleri de miyokardiyal ödemin varlığını doğrulamak için alınabilir (normal siyah miyokardın etrafı ödeme bağlı daha parlak görünür).

#### 6. Geç gadolinyumlu görüntüler ('Late Gadolinium Enhancement', LGE)

- LGE'nin temel amacı; hasarlanmış, fibrotik, yaşamayan veya normal miyokard dokusu arasında kontrast oluşturmaktır. Bu sayede LGE ile akut/kronik miyokardiyal iskemi ayrımı ve miyokardiyal canlılık değerlendirilebilir.

#### 7. Flow/velocity görüntüleme

- "Velocity – encoded" KMRG, arter ve venlerdeki, şantlardaki ve kapaklardaki akım hızını ölçmek amacı ile kullanılır. Kardiyak döngü boyunca gri skala sine görüntüleri alınır. Grilik düzeyi akım hızı hakkında bilgi verir. Bu yöntem sayesinde, kapak regürjitasyonu veya stenozu gibi valvüler patolojiler değerlendirilebilir (53).

**Tablo 1.** KMRG Avantajları ve Dezavantajları

<b>KARDİYAK MRG AVANTAJLARI VE DEZAVANTAJLARI</b>
<b>AVANTAJLAR</b>
3 boyutludur – multiplanar görüntüleme özelliğine sahiptir.
İnvaziv değildir.
Yüksek temporal ve uzaysal rezolüsyona sahiptir.
Yüksek yumuşak doku kontrastına sahiptir.
Geniş kullanım alanına sahiptir.
Anatomik ve fonksiyonel değerlendirmeye olanak tanır.
İyonizan radyasyon içermez.
İntrinsik yüksek kontrast içerir, iyodinize kontrasta gerek yoktur.
<b>DEZAVANTAJLAR</b>
Anevrizmal klipler, TENS ve kardiyak pil gibi bazı metalik cihazlarda kontrendikedir.
“Acquisition time” uzun olabilir.
Klastrofobili hastalarda kullanımı sorun oluşturabilir.
EKG ve respiratuar takip gereklidir.
Kontrast madde kullanımına bağlı yan etkiler görülebilir (düşük oranda nefrotoksisite, bazı renal yetmezliği olgularında sistemik fibrozis).
İntrinsik yüksek kontrast içerir, iyodinize kontrasta gerek yoktur.

#### **2.2.4. Kontrast Kullanımı ve Olası Yan Etkileri**

KMRG’de klinik olarak kullanılan kontrast madde, gadolinyumlu (Gd) şelat bileşikleridir.

İntravenöz kontrast madde enjeksiyonundan 15-30 saniye sonra Gd, kardiyak odacıklara ve kan damarlarına ulaşmaktadır (ilk geçiş). Bu fazda elde edilen görüntüler, MR perfüzyon ve MR angiografidir. 10-15 dakika sonra ise Gd’un

ekstraselüler mesafeye geçişi ve kan havuzundan yıkanması dengeye ulaşmış olur (denge fazı). Geç kontrast görüntüler bu fazda elde edilmektedir.

Normalde gadolinyum ekstraselüler mesafede dolaşır, intakt miyokardiyal hücre membranından geçemez. Anormal miyokardiyum alanlarında Gd birikir ve T1'de kısalmaya neden olur. Bu T1AG'lere sinyal artışı olarak yansır. Gd, hasarlanmış miyositik membrandan hücre içerisine girerek genişlemiş interstisyel mesafede göllenir.

Yan Etkiler;

- Baş ağrısı, kusma, cilt ve mukozada hafif alerjik reaksiyon görülebilir (olguların %1'inde).
- Kontrast madde ekstravazasyonu nedeni ile lokal ağrı ve doku nekrozuna kadar varabilen enflamatuar reaksiyonlar görülebilir.
- MR kontrast ajanlarına bağlı anaflaktik reaksiyon oranları oldukça nadirdir (1/50:000).
- Düşük oranda nefrojenik sistemik skleroz görülebilir.
  - Dokularda fibrojen birikimi ile karakterizedir.
  - İnterstisyel enflamatuar reaksiyonlar görülebilir. Ağır cilt endürasyonlarına, ekstremitte kontraksiyonlarına, iç organlarda fibrozise ve hatta ölüme neden olabilir.
  - GFR'si düşük olan hastalarda, akut böbrek yetmezliği bulunanlarda, hemodiyaliz ihtiyacı varlığında risk artmaktadır (53).

### **2.2.5. MR Endikasyonları ve Kontrendikasyonları**

Kardiyak MRG, kazanılmış ve konjenital kalp hastalıklarında, kalp anatomisi ve fonksiyonları hakkında bilgi sağlayan güvenilir bir tanı yöntemi olarak kullanılmaktadır. KMRG'nin yaygın kullanılan endikasyonları Tablo 2'de verilmiştir.

**Tablo 2.** Kardiyak MRG'nin Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

<b>Kardiyak MRG'nin Endikasyonları ve Kontrendikasyonları</b>
<b>Kardiyak MRG Endikasyonları</b>
<b>Geçerli Klinik Kullanım Alanları</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>❖ Sağ ve sol ventrikül hacim, kütle ve fonksiyonlarının değerlendirilmesi</li><li>❖ Miyokardiyal canlılığın değerlendirilmesi</li><li>❖ Miyokardiyal perfüzyon</li><li>❖ Konjenital kalp hastalıklarının değerlendirilmesi ve şant düzeyinin hesaplanması</li><li>❖ Kapak hastalıklarının değerlendirilmesi ve takibi</li><li>❖ Perikardiyal hastalıkların değerlendirilmesi</li><li>❖ Aortik hastalıkların değerlendirilmesi</li><li>❖ Kalp kitlelerinin değerlendirilmesi</li><li>❖ Kardiyomyopatilerin değerlendirilmesi;<ul style="list-style-type: none"><li>• Aritmojenik sağ ventriküler kardiomyopati</li><li>• Dilate kardiomyopati</li><li>• Hipertrofik kardiomyopati</li><li>• Miyokardit, sarkoidoz</li></ul></li></ul>
<b>Acil Endikasyonlar</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>❖ Koroner anjiyografi</li><li>❖ Girişimsel MRG</li></ul>
<b>Kardiyak MRG Kontrendikasyonları ve Sınırlamaları</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>❖ Kalp pili ve implante defibrilatörler</li><li>❖ Nörostimülatörler</li><li>❖ Kohlear implantlar, vasküler 'klip'ler</li><li>❖ Klostrofobi</li><li>❖ Gebelik (kar/zarar oranına göre)</li><li>❖ Endokardit</li></ul>

### **2.2.5.1. KMRG Endikasyonları**

#### **2.2.5.1.1. Sağ ve Sol Ventrikül Hacim, Kütle ve Fonksiyonlarının Değerlendirilmesi**

Kardiyak MRG, ventriküler hacim, ejeksiyon fraksiyonu ve miyokardial kütlenin değerlendirilmesinde altın standart görüntüleme yöntemidir (55). Sol ventrikül kısa aks görüntülerini elde edebilmek için EKG ile senkronize, nefes tutturularak elde edilen fonksiyonel (sine) – beyaz kan sekansları kullanılır. Volümetrik hesaplama Simpson metodu kullanılarak yapılmaktadır. Simpson metoduna göre; kompleks yapıların (ventrikül) hacmi, daha az kompleks olan alt hacimlerin (SA kesitler) toplamına eşittir. Endokardiyal ve epikardiyal kontürler çizilerek sistol sonu, diastol sonu hacimler, atım hacmi ve miyokardiyal kütle (miyokardiyal hacim, kas spesifik ağırlık ile çarpılır) hesaplanır. Planar görüntüleme metodlarında (2 boyutlu EKO ve ventrikülografi) sınırlı sayıda yüzey alanı ölçümüyle ventrikül geometrik yapısı hakkında bilgi elde edilmektedir. Bu nedenle KMRG, ventrikül parametreleri ile ilgili, planar görüntüleme metodlarına göre daha doğru veriler sağlamaktadır.

Sağ ventrikülün geometrik şekli karmaşık yapıda olup RV'nin LV gibi simetrik şekli bulunmamaktadır. Bu durum sağ ventrikül ölçümlerini zorlaştırmaktadır. Özellikle iskemik veya dilate kardiyomyopati gibi ventrikül geometrik şeklinin değiştiği durumlarda, KMRG diğer metodlara göre daha üstündür.

KMRG, global veya bölgesel sağ ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesinde en güvenilir yöntemdir. Ayrıca kardiyovasküler hastaların tedavi sonrasındaki takibinde kullanılan en iyi yöntemdir.

Sol ventrikül haciminin değerlendirilmesinde kabul edilen standart yaklaşım, SA - sine SSPF görüntülerden ölçüm yapmaktır. Karmaşık geometrik yapısı ve anterior yerleşimi nedeni ile değerlendirilmesi zor olan sağ ventrikül ölçümleri ise hem SA hem aksiyel görüntülerden yapılabilmektedir (6, 40, 56). Alfakih ve ark. çalışmasında, RV ölçümleri için öncelikli olarak aksiyel (transvers) kesitler kullanılmaktadır (6, 56).



### 2.2.5.1.2. Miyokard Canlılığının Değerlendirilmesi (İskemik Kardiyomiyopati)

Miyokardiyal enfarkt (MI) süresince, hücrel ölüm, endokardiyumdan epikardiyuma doğru yayılır ve süreç miyokardiyumun bir kısmında skar gelişimi ile sonuçlanır. İskemik kardiyomiyopatide bozulmuş miyokardiyal kasılmanın tek nedeni miyokardiyal fibrozis gelişimi değildir. Bazı vakalarda, MI sonrasında tıkanan arterin başarılı reperfüzyonu sonucunda '*miyokardiyal stunning*' denilen duruma bağlı miyokardiyal kasılma azalır. Bu durum haftalar içinde kendiliğinden düzelir. Bazı vakalarda ise, kronik iskemi ve akımı azaltan stenoz sonucunda, belirgin skar yapısı olmamasına rağmen kasılma bozulduğu *miyokardiyal hibernation*' denilen durum görülür.

Miyokardiyal kasılmada azalma varsa bu azalmanın miyokardiyal fibrozis, '*miyokardiyal stunning*' veya miyokardiyal '*hibernation* durumlarından hangisine bağlı olduğunu ayırt edebilmek için ve koroner revaskülarizasyonun miyokardiyal kasılma üzerindeki etkisini değerlendirilebilmek için ilk olarak miyokardiyal canlılığın değerlendirilmesi gerekmektedir. Miyokardiyal canlılık, klinik olarak iskemi sonrası kaybolan kontraksiyon yeteneğinin revaskülarizasyon sonrası düzelmesini, yani miyosit ölümünün olmadığını ifade eder.

İskemik kardiyomiyopati hastalarda, sol ventrikül EF değeri, etkilenen koroner arter sayısına göre daha güçlü prognostik faktördür. Azalmış sol ventrikül EF olan ve miyokardiyal canlılığın az olduğu, revaskülarizasyon işlemleri uygulanmış hastalarda, perioperatif ve uzun dönem mortalite oranlarında artış görülmektedir. Ayrıca miyokardiyal canlılığın azaldığı ve geniş miyokardiyal kayıp görülen hastalarda, medikal tedavi alanlardaki ölüm oranlarının revaskülarizasyon yapılan hastalara göre dört kat arttığı gözlenmiştir. Bu nedenle tedavi yaklaşımını belirleyebilmek için miyokard canlılığını değerlendirmek önemlidir.

Geç kontrastlı MR görüntülerinde; akut veya kronik miyokardiyal enfarkt alanları veya ödem doğrudan görüntülenebilmektedir. KMRG akut ve kronik miyokard iskemisinin ayırımını yapabilmektedir. İskemik miyokard (beyaz, '*hiperintens*') ve normal miyokard (siyah) arasında en uygun kontrastı sağlayabilmek için kullanılan geç kontrastlı görüntükontren IR sekanslarıdır.

Karakteristik olarak iskemik görünüş paterni, etkilenen koroner arter bölgesindeki subendokardiyal alanlarda görülür. KMRG ile subendokardiyal ve subepikardiyal tutulum alanları ayrılabilir; dolayısıyla transmural iskemi yayılımı değerlendirilebilir. Fonksiyon göstermeyen miyokard alanında transmural enfarkt yayılımı %50'den az ise Mİ sonrası fonksiyonel iyileşme oranları yüksektir (53).

#### **2.2.5.1.3. İskemik Olmayan Kardiyomiyopatiler**

**Dilate Kardiyomiyopati:** KMRG'nin yaygın klinik kullanım alanlarından biri, yeni gelişimli kalp yetmezliği olan hastalarda dilate ve iskemik kardiyomiyopati ayrımının yapılmasıdır. İskemik kardiyomiyopati koroner revaskülarizasyon tedavisinden fayda gördüğü için tanı koymak amacıyla sıklıkla koroner anjiyografi uygulanmaktadır. Gecikmiş kontrastlı görüntüler nedeni belirlemek konusunda yardımcıdır. İskemik kardiyomiyopati hastalarının çoğunda, miyokardiyal skar ve iskemik patern görülür. Ancak dilate kardiyomiyopati hastaların %15'inden azında bu bulgular bulunmaktadır. Dilate kardiyopati ön tanılı hastalarda, koroner hastalığa ait anjiyografik kanıt yok ise, iskemik MR paterninin tanı konulmamış Mİ veya koroner emboliye işaret edebileceği düşünülmektedir. Dilate kardiyopati hastalarında %28'inde orta duvarda yamasal veya lineer çizgilenmeler ile karakterize iskemik olmayan MR bulguları görülür. (53).

**Hipertrofik Kardiyomiyopati:** Hipertrofik kardiyomiyopati genç hastalarda ani ölüme neden olan bir durumdur. KMRG, hipertrofik kardiyomiyopati tanısını koymakla birlikte hipertrofinin dağılımı ve fonksiyonel sonuçları (dinamik çıkım yolu obstrüksiyonu, MVP gibi) hakkında bilgi verir. EKO ile karşılaştırıldığında KMRG, özellikle apikal bölgede olmak üzere kardiyomiyopatinin yerleşimi ve yaygınlığı konusunda daha kesin bilgi sağlar (57). Geç kontrastlı görüntülerde kontrastlanmanın yaygınlığı, ani ölüm riski, sol ventrikül dilatasyonu ve kalp yetmezliği ile doğrudan ilişkilidir (58).

**Aritmojenik Sağ Ventriküler Kardiyomiyopati:** Aritmojenik sağ ventriküler kardiyomiyopati, sağ ve sol ventrikülün çeşitli bölgelerinde, progresif fibrotik ve yağlı değişiklikler ile karakterize bir hastalıktır. Sıklıkla ilk bulgu olarak genç hastalarda, ventriküler taşikardi veya fibrilasyon görülür. KMRG, sağ ventrikül

ile ilgili anormalliklerin bulunduğu durumlarda (duvar hareketlerinde global veya bölgesel azalma veya anevrizma gibi) tanı koydurucudur (55).

ARVC tanısında, MRG sensitivitesi %96, spesifisitesi %78 olduğu gösterilmiştir. Kalitatif parametreler ağırlıklı olarak, MR'ı yorumlayan kişinin tecrübesine bağlıdır. Asemptomatik hastalarda, en erken bulgu, sağ ventrikül duvarında fokal genişleme ile birlikte bu alanda büzüşme'dir (akordeon bulgusu). T1AG'de fibrotik değişiklikler ve fokal yağ infiltrasyonu görülebilir. (45).

**Diğer Kardiyomiyopatiler:** Sarkoidozun kardiyak tutulumu veya miyokardit gibi durumların tanısında da KMRG önemli rol oynamaktadır (55, 59). Miyokardiyal enflamasyonun eşlik ettiği sarkoidoz olgularında, T2AG ve geç kontrastlı görüntülerde hiperintens alanlar görülür. Miyokardiyal skar, geç kontrastlı görüntülerde orta duvarda veya koroner dağılım göstermeyen transmural alanlarda hiperintensiteler şeklinde görülür. Geç kontrastlı görüntüler, kardiyak tutulumu olan ve tedavi alan hastalarda steroid yanıtının değerlendirilmesinde de kullanılmaktadır.

Miyokardit tanısında altın standart yöntem biyopsidir. KMRG, invaziv olmayan bir yöntem olarak tanıda alternatif olarak kullanılabilir. Viral miyokarditte, akut dönemde T2AG ve geç kontrastlı görüntülerde miyokardiyal enflamasyon bulguları görülürken, kronik dönemde, geç kontrastlı görüntülerde iskemik olmayan patern bulguları mevcuttur (53).

#### **2.2.5.1.4. Perikardiyal Hastalıklar**

KMRG, yüksek çözünürlüğü sayesinde perikardın görüntülenmesinde en etkili yöntemlerden biridir; perikardiyal kalınlaşma ve effüzyonu etkin bir şekilde göstermektedir. Restriktif kardiyomyopatinin, konstrüktif perikarditten ayrılmasında kullanılan en önemli yöntemlerden biridir (33).

KMRG ile konstrüktif perikarditte perikard kalınlığı ölçülebilmekte ve hemodinamik sonuçlar (atrial dilatasyon, diastolik interventriküler septal yükselme) değerlendirilebilmektedir. Eş zamanlı sine MRG, perikardiyal tamponat veya konstrüksiyonu değerlendirebilmektedir. Perikardiyal kalsifikasyon KMRG ile görüntülenemez; bu durumda BT alternatif görüntüleme yöntemidir (53).

### **2.2.5.1.5. Konjenital Kalp Hastalıkları**

KMRG, kardiyak ve vasküler yapılar arasındaki anatomik ilişkiyi değerlendirme olanağı sağladığı için konjenital kalp hastalıklarının değerlendirilmesinde mükemmel bir tanı yöntemidir. Yenidoğanlarda ve küçük çocuklarda, EKO ilk tercih edilmesi gereken görüntüleme yöntemidir. Daha sonraki dönemde, özellikle cerrahi sonrasında, kalbin çevresindeki skar dokusu, ultrason ve EKO'nun penetrasyonunu engeller; bu durumda KMRG'nin tercih edilmesi gerekir. MRG, PDA, ASD, VSD ve anormal pulmoner venöz dönüş tanısının konulmasında faydalıdır ve "velocity mapping" kullanılarak şant oranları hesaplanabilmektedir (53).

### **2.2.5.1.6. Aort Hastalıkları**

KMRG ile aortik anevrizma ve anevrizmanın aortanın dalları ile ilişkisi değerlendirilebilmektedir. Akut aortik sendromun 3 varyantının da tanısında kullanılabilir; aortik diseksiyon, intramural hematoma, penetre aortik ülser. KMRG ile aortik diseksiyonun varlığının yanı sıra, yayılımı, başlangıç ve bitiş yerleri ve diseksiyonun aort dallarına uzanımı değerlendirilebilmektedir. Ayrıca KMRG, aortik diseksiyon veya anevrizma cerrahisi sonrası takipte, aort koarktasyonu tanısında ve Marfan sendromunun aortik tutulumunu değerlendirmek için de kullanılabilir (53).

### **2.2.5.1.7. Kapak Hastalıkları**

Kapak hastalıklarında EKO başlangıç görüntüleme yöntemidir. KMRG, kapak hastalıklarının değerlendirilmesinde, EKO görüntüleri suboptimal olduğunda, transözefageal EKO uygulanamadığında veya EKO'da şüpheye düşüldüğü durumlarda tamamlayıcı yöntem olarak kullanılır. Kapak hareketleri ve anatomisinin yanı sıra, vejetasyonlar ve trombus de tespit edilebilir (53). Küçük ve hareketli vejetasyonlar temporal rezolüsyonu yetersiz olduğu için MRG ile görüntülenemeyebilir.

Kapak hareketlerinin değerlendirilmesinde ve kapak yüzeyinin doğrudan ölçümünde sine KMRG kullanılır. "Velocity mapping" ile, kapak yetersizliğinde

akım ve regürjitasyon düzeyi değerlendirilebilmekte, stenotik kapaklarda gradient hızı hesaplanabilmektedir. KMRG valvüler kapak hastalıklarında, ventriküler parametrelerin takibinde mükemmel bir tanı aracıdır ve kapak cerrahisinin zamanlamasına karar vermek için kullanılabilir. Prostetik kapaklar metalik içerikleri nedeni ile artefakta neden olmaktadır ancak güvenlidir (53).

#### **2.2.5.1.8. Miyokardiyal Perfüzyon ve Koroner Arter Görüntüleme**

KMRG anormal koroner damarların değerlendirilmesinde, iyotlu kontrast madde kullanılmasının kontrendike olduğu durumlarda BT'ye alternative görüntüleme yöntemidir (53). MRG ile koroner arterler noninvaziv olarak, yüksek rezolüsyonda ve etkin bir şekilde görüntülenebilmektedir. Sistol ve diastol sırasındaki kalp hareketleri kalbin kısalmasına ve rotasyonuna neden olmaktadır, bu durum solunum hareketleri ile daha karmaşık hale gelmektedir. Ana koroner arterlerin orjinleri, proksimal kesimleri ve bifurkasyonları görüntülenebilirken, daha distal kesimlerinin MR ile görüntülenmesi daha az güvenilirdir.

#### **2.2.5.1.9. Kardiyak Kitleler**

KMRG, kardiyak kitlelerin değerlendirilmesinde, transtorasik EKO'nun tamamlayıcı yöntemidir. EKO ile şüpheli kardiyak yapılar tespit edilebilmekte ancak her zaman karakterizasyon yapılamamaktadır. KMRG geniş görüntüleme alanı ve görüntü kesitlerinin EKO gibi sınırlı olmaması sayesinde, kitlelerin yerleşimi, yaygınlığı, vaskülaritesi ve doku içeriği hakkında daha doğru bilgiler sağlayabilmektedir (55) Malign tümörler ve miksona gibi bazı benign tümörler geç kontrastlı görüntülerde saptanabilmekte; kontrastlanması bulunmayan trombüs ile kitle ayırımı yapılabilmektedir.

#### **2.2.5.2. KMRG Güvenliği ve Kontrendikasyonları**

MR'da kullanılan manyetik alan ve RF pulsları hasta ve medikal personel için risk oluşturmaktadır. Bu nedenle MR tetkiki esnasında bazı güvenlik prosedürlerine uyulması gerekmektedir. Bunlardan en önemlisi tetkikin

gerçekleştirildiği odada ferromanyetik maddeler (oksijen tankı, tekerlekli sandalye) bulundurulmamasıdır (60, 61).

Metalik implantlar (kalça ve diz protezi gibi), modern kalp kapakları, koroner stentler, koroner arter “by pass” greftleri ve sternal teller, görüntüde artefaktlara neden olmakla birlikte, 1,5T ve muhtemelen 3T cihazlarda MR için kontraendikasyon oluşturmamaktadır (60-62)

Nörosmilatörü, kohlear implantı, nörovasküler ‘klip’, gözde metalik fragmanı veya vücudunda şarapnel parçası bulunan hastaların MR’a veya manyetik alana girmeleri uygun değildir (31, 60). Hamilelik MR için göreceli kontraendikasyon oluşturmaktadır; fetüs için bilinen risk faktörü bulunmamaktadır (31). Bununla birlikte MRG’nin ilk trimesterde kullanımı uygun değildir, ilerleyen gebelik haftalarında ise fayda/zarar oranına göre tetkike karar verilmelidir. Kalp pili veya implante ‘kardioverter/defibrilatör’ varlığı aritmi ihtimali nedeni ile MR için kesin kontraendikasyon oluşturmaktadır. Ancak yeni kalp pilleri ve implante kardiyak cihazı bulunan hastalar 1.5T MR cihazına gerekli önlemler alınarak girebilmektedir (31). Klastrofobi bulunan hastalara tetkik öncesi benzodiazepine uygulanabilmektedir. Şüphede kalınan durumlarda [www.imrser.org](http://www.imrser.org) ve [www.mrisafety.com](http://www.mrisafety.com) gibi sitelerden daha detaylı bilgiye ulaşılabilmektedir (60, 63).

KMRG’nin dokular üzerinde iyonizan etkisi bulunmamaktadır ve uzun dönemde zararlı etkilere neden olmamaktadır.

KMRG’nin BT’ye göre temel sınırlamalarından biri koroner kalsifikasyonları değerlendiremiyor olmasıdır (30).

## **2.2.6. KMRG Görüntüleme Teknikleri**

### **2.2.6.1. EKG Tetikleme ve Solunum Hareketlerinin Denetlenmesi**

Kardiyak döngü sırasında oluşan karmaşık kalp hareketleri ve büyük damarlarda kasılmaya bağlı pulsasyon, görüntü kalitesini olumsuz etkilemektedir. Respirasyon sırasında oluşan hareketler ve sistolik ventrikül kan akım hızının 200cm/sn’nin üzerine çıkması görüntülemeyi zorlaştırmaktadır. Kardiyak görüntülemeyi zorlaştıran solunum hareketlerinin önüne geçebilmek ve kardiyak

senkronizasyonu sağlayabilmek için KMRG sırasında EKG tetikleme (EKG 'gating' veya kardiyak 'gating'), 'navigator echo respiratory gating', nefes tutma teknikleri, hızlı ve yüksek performanslı gradientler ve gelişmiş puls sekansları kullanılmaktadır (31).

**EKG Tetikleme:** Kardiyak kontraksiyona bağlı periyodik hareketleri baskılamak ve periyodik zamanlı görüntü elde edebilmek için *EKG tetikleme* yöntemi kullanılır. EKG tetikleme yönteminde, her atımda kardiyak siklusun aynı fazından görüntü elde edebilmekte; bu sayede elde edilen görüntülerde harekete bağlı oluşan artefaktlar engellenebilmektedir.

Aynı fazdan görüntü elde edebilmek için sıklıkla R dalgası kullanılır. Bunun nedeni bu dalganın en yüksek voltaja sahip olup kolay ayırt edilebiliyor olmasıdır. QRS dalgasının voltajında azalma olduğu durumlarda (perikardiyal effüzyon gibi) veya P, T dalgalarının voltajının arttığı durumlarda (hiperkalemi, atriyal büyüme), tetikleme sırasında yanlışlıkla R dışındaki dalgalar kullanılabilir; bu durum görüntülerde tutarsızlığa neden olabilmektedir.

EKG tetikleme; prospektif veya retrospektif olabilir (Şekil 2).

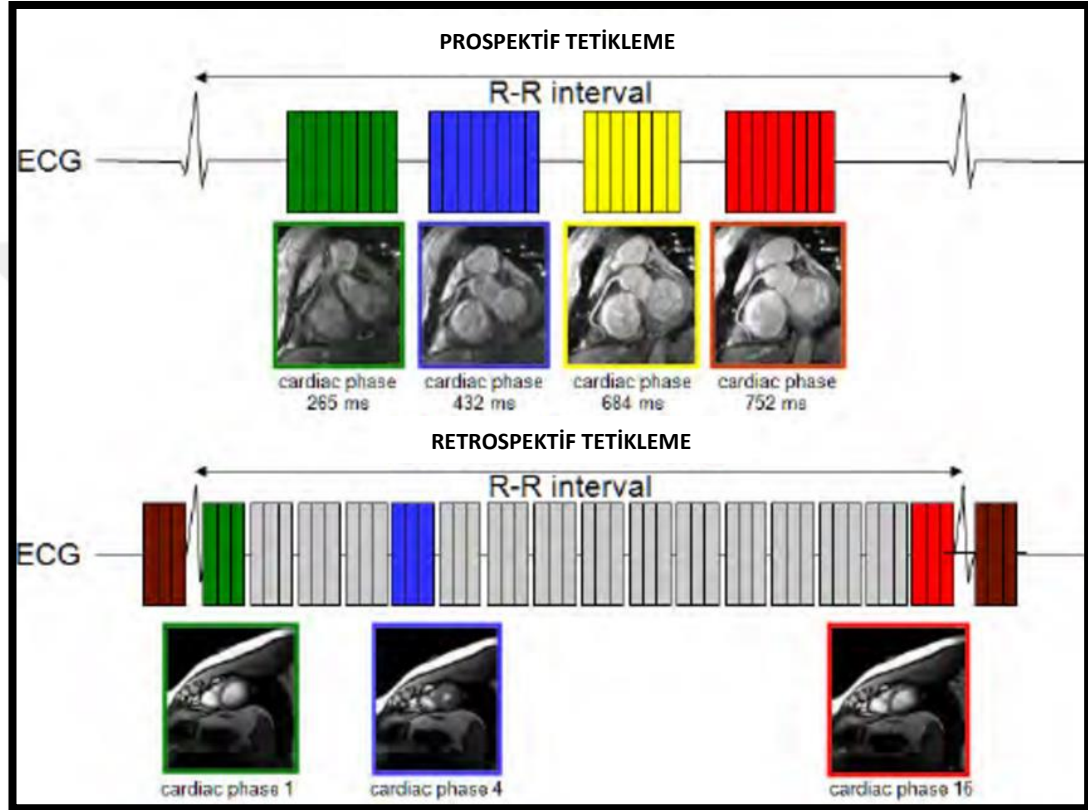
#### **Prospektif EKG tetikleme:**

- Kardiyak siklusun yaklaşık %80'inde görüntü alınır. k space'de k çizgisi elde etmek için bir önceki R dalgası tetikleyicidir. Tetikleyici döngü, sonraki R-R intervallerinde yeterli k çizgisi elde edilene kadar tekrarlanır.
- RF uyarımı devamlıdır.
- Veri eldesi devamlı değildir.
- Kan akımı ölçümleri yapılamaz
- Kalp hızının aşırı değişkenliği bu yöntem için sınırlayıcıdır.

#### **Retrospektif EKG tetikleme**

- Kardiyak siklus boyunca devamlı olarak görüntü alınır ve görüntü eldesi tamamlandıktan sonra istenilen data seçilir.
- Aritmisi bulunan hastalarda kullanımı uygundur.

- Kan akımı ölçümlerine olanak tanır.
- Kalp hareketlerine daha az duyarlı olmasına rağmen daha fazla zaman almaktadır.
- Klinikte en sık kullanılan yöntem retrospektif tetiklemedir.



[https://mri-q.com/uploads/3/4/5/7/34572113/cardiac\\_mri\\_basics27020.pdf](https://mri-q.com/uploads/3/4/5/7/34572113/cardiac_mri_basics27020.pdf)

**Şekil 2.** Prospektif ve retrospektif EKG tetikleme

### **Solunum hareketlerinin önüne geçebilmek için;**

- Respiratuar tetikleme kullanılabilir.
- ‘navigator echo respiratory gating’ yönteminde ise serbest nefes süresince görüntü elde edilebilir. Diyafram ve kalp seviyesine göre uyarı tetiklenir ve ekspirasyon sonu boyunca görüntü alınır (31).
- Hastanın 10-15 sn nefes tutması sağlanarak hızlı görüntüleme tetkikleri uygulanabilir.



- “Single–shot” gibi yeni geliştirilen ultra hızlı görüntüleme teknikleri uygulanabilir.

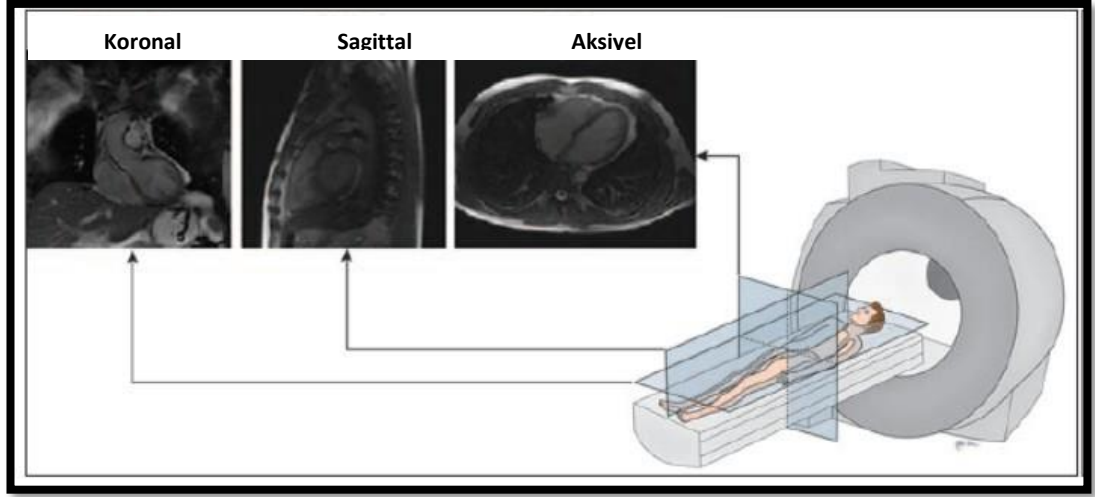
### 2.2.6.2. Kardiyak Görüntüleme Düzlemleri

Kardiyak MRG’de vücut düzlemleri ve kardiyak düzlemler olmak üzere iki ana koordinat sistemi kullanılmaktadır;

**1. Vücut planları**, vücut longitudinal aksına diktir ve aksiyel, sagittal, koronal planları içerir (şekil 3).

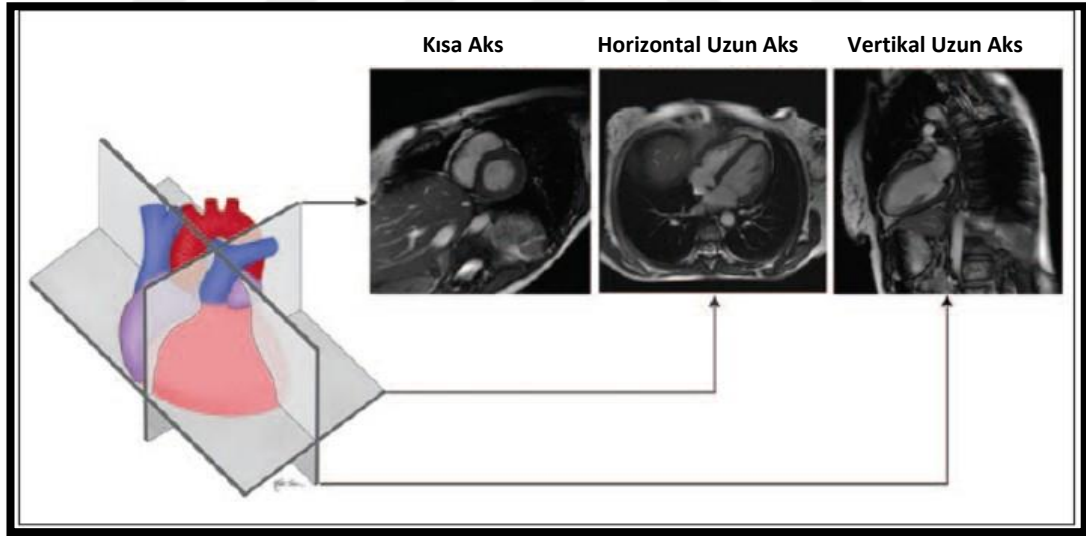
- **Aksiyel düzlem**
  - Kalbin dört odacığını ve eş zamanlı perikardiyumu gösterir.
  - Sıklıkla ana pulmonerin arter hemen süperiorundan (perikardiyal refleksiyon) diyaframın hemen altına kadar uzanmaktadır.
  - Vertikal uzun aks görüntüleri elde edilirken kullanılır.
- **Sagittal düzlem**
  - Ventrikülleri ve ventriküller ile devamlılık gösteren büyük damarları gösterir.
- **Koronal düzlem**
  - Sol ventrikül çıkım yolunu, sol atriyumu ve pulmoner venleri değerlendirmek için kullanılır.
  - Aortik kapaktan sol ventrikül apeksine uzanır.

Aksiyel, sagittal, koronal planlarda öncü (survey / localizer / scout) görüntüler elde edilir. Tüm KMRG tetkikleri öncü görüntü elde edilmesi ile başlar. Öncü görüntülerin alınmasındaki amaç; bu görüntüler kılavuzluğunda kalbin uzun ve kısa aks görüntülerini oluşturmaktır (31).



**Şekil 3.** Vücut düzlemleri ve bu düzlemlerden elde edilen beyaz kan görüntüleri(31).

**Standart kardiyak planlar:** Öncü görüntülerden elde edilen, kısa aks, horizontal uzun aks (dört oda görüntü) ve vertikal uzun aks görüntüleri (iki oda görüntü) içermektedir.



**Şekil 4.** Kardiyak görüntüleme düzlemleri ve karşılık gelen beyaz kan görüntüleri (31, 66)

- **Vertikal uzun aks (iki oda, “two chamber”, VLA)**
  - Aksiyel vücut planından elde edilen 4 oda öncü görüntüde mitral kapak ortasından apekse doğru alınan dik hat ile ‘iki oda’ (“two chamber”) gerçek uzun aks görüntü elde edilir (vertikal uzun aks)

(Şekil 5). Vertikal uzun aks, interventriküler septuma neredeyse paraleldir.

- Vertikal uzun aks ile sol ventrikül, sol atrium, anterior-inferior duvar, mitral kapak görüntülenir.

- **Horizontal uzun aks (dört oda, “four chamber”, HLA)**

- Vertikal uzun aksa dik olarak, sol ventrikül orta kesiminde mitral kapak ile apeks arasında çizilen plandan ise gerçek ‘dört oda’ (‘four chamber’) görüntüler elde edilir (horizontal uzun aks) (Şekil 5). Bu çizgi sol ventrikül inferior duvarına paraleldir.

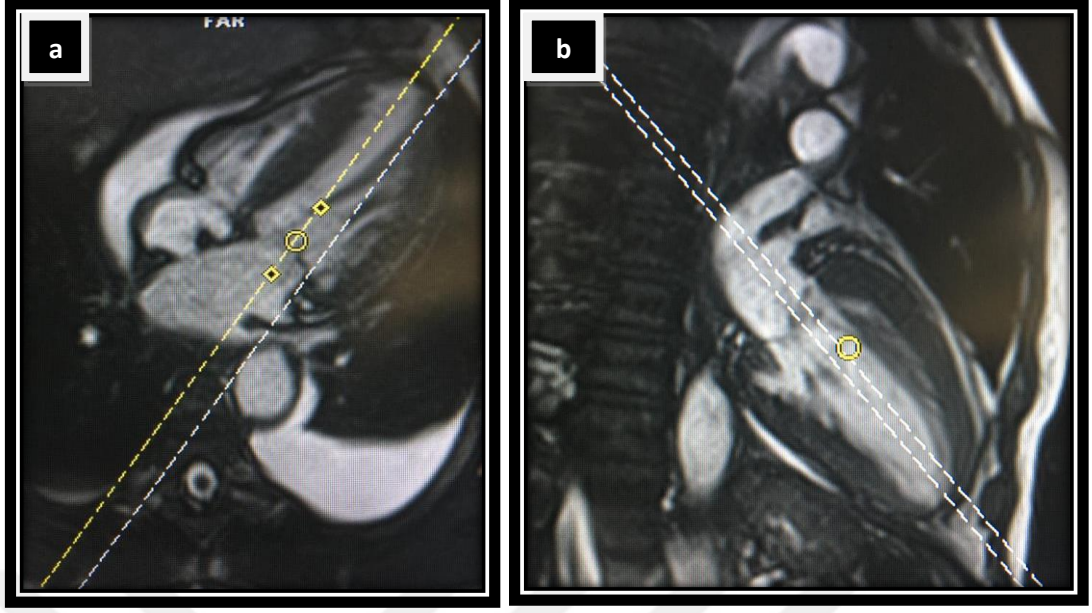
- Dört oda görüntülerde, ventrikül odacıkları (kavite boyutu), ventrikül miyokardı (miyokardiyal kalınlık), aortik, trikuspit ve mitral kapaklar ve bu kapakların fonksiyonları değerlendirilebilir (33).

- **Kısa aks (SA, “short-axis”)**

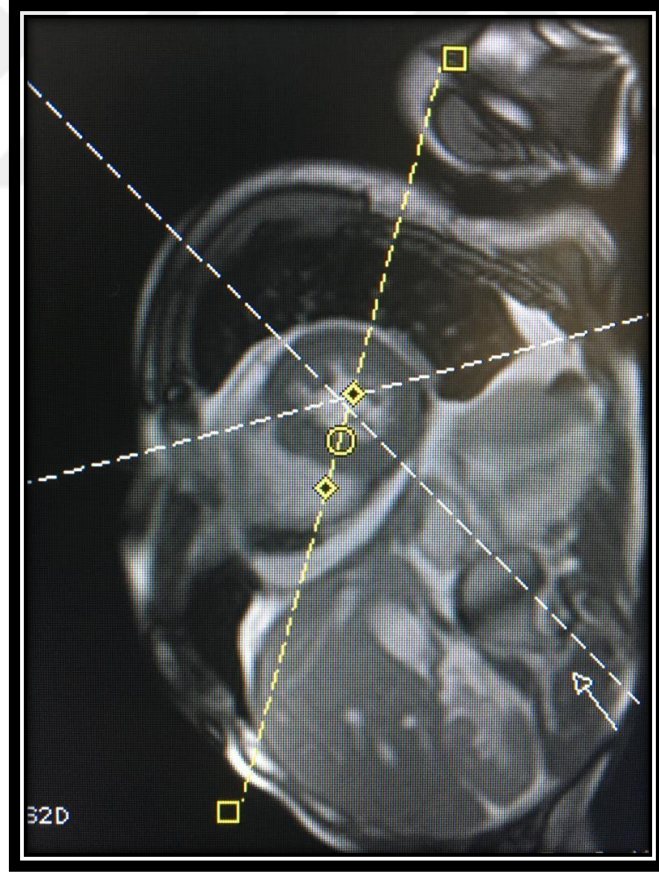
- ‘Kısa aks görüntüler, uzun aks görüntülere dik ve sol ventrikül orta kesiminden geçen plan ile elde edilir (Şekil 6) (30, 64).

- Hem VLA hem HLA kullanılarak elde edilebilir.

- SA görüntülerde, endokard ve epikard sınırları net değerlendirilebilmektedir. Ventiküler hacim ve fonksiyon (SV, EF) ölçümleri kısa aks görüntüler üzerinden gerçekleştirilir (31, 65). Dolayısıyla miyokardiyal kalınlığın ve ventriküler fonksiyonların değerlendirilmesinde SA görüntüler önemlidir (31).



Şekil 5. (a) Horizontal uzun aks (4 oda) ve (b) vertikal uzun aks (2 oda) görüntüler



Şekil 6. Kısa aks görüntüler; kısa aks görüntüler, uzun aks görüntülere dik ve sol ventrikül orta kesiminden geçen plan ile elde edilir

Klinik tanıya/ön tanıya uygun görüntüleme düzleminin ve sekansların seçilebilmesi önemlidir (60). Kardiyal görüntülemelerde sık kullanılan diğer planlar, oblik sagittal plan (aort aksına paralel uzanır), ‘three points’ plan, sol ventrikül çıkım yolu görüntüsü (üç oda, ‘three chamber’ görüntü) ve sağ ventrikül çıkım yolu görüntüsüdür (31, 66).

### 2.2.6.3. Kardiyak MRG’de Kullanılan Temel Puls Sekansları

Puls sekansları, MR tarayıcı tarafından üretilen, büyüklüğü ve zamanlaması belirlenmiş RF pulslarıdır ve dokular arasında keskin kontrast sağlar. Görüntü üreten (spin eko (SE), gradient eko (GE), Steady-State Free Precission (SSFP), echo-planar imaging (EPI)) ve modifiye eden sekanslar (yağ baskılı, inversiyon prepuls, satürasyon prepuls, velocity encoded, paralel görüntüleme) olmak üzere iki gruba ayrılır (31).

MRG’de görüntü elde etmek için temel olarak spin eko (SE), gradient eko (GE), inversiyon recovery (IR) ve saturation recovery (SR) adı verilen 4 ana puls sekansı kullanılmaktadır. Kardiyak MRG’de kullanılan temel puls sekansları, fast spin eko (FSE) – siyah kan görüntüleme sekansları ve gradient eko (GRE) - parlak kan görüntüleme sekanslarıdır (32).

**Spin Eko (SE) Sekans:** En yaygın kullanılan puls sekansıdır. SE sekansında, **TR (time repetition=puls tekrarlama süresi)** ve **TE (time eko=eko sinyali dinleme süresi)** olmak üzere iki önemli parametre vardır. Tekrarlanan RF pulsları (yani 90°’lik RF pulsları) arasındaki zaman aralığı **TR**, RF pulsundan sonra maksimum eko sinyali elde edilene kadar geçen süre ise **TE** olarak tanımlanır.

Bu sekansta, önce transvers manyetizasyonu sağlamak için ana manyetik alana dik (90°) bir puls gönderilir. TE değerinin yarısı kadar bir süre beklendikten sonra, ters yönde 180° ikinci bir puls gönderilerek dokuların yeniden faz durumuna gelmesi (*rephase*) sağlanır. TE süresi sonunda oluşan maksimum eko sinyali toplanır. Bu sinyale ‘**spin eko**’ adı verilmektedir. Bu işlem eşit aralıklar ile TR zamanı kadar sonra tekrarlanmaktadır (Şekil 7).

TR ve TE uzunlukları değiştirilerek T1 veya T2 ağırlıklı görüntüler, hatta proton ağırlıklı görüntüler elde edilebilmektedir. Kısa TR ve TE değerlerinde **T1AG**, uzun TR ve TE değerlerinde **T2AG**, uzun TR, kısa TE değerlerinde ise **proton ağırlıklı görüntüler** elde edilmektedir (54).

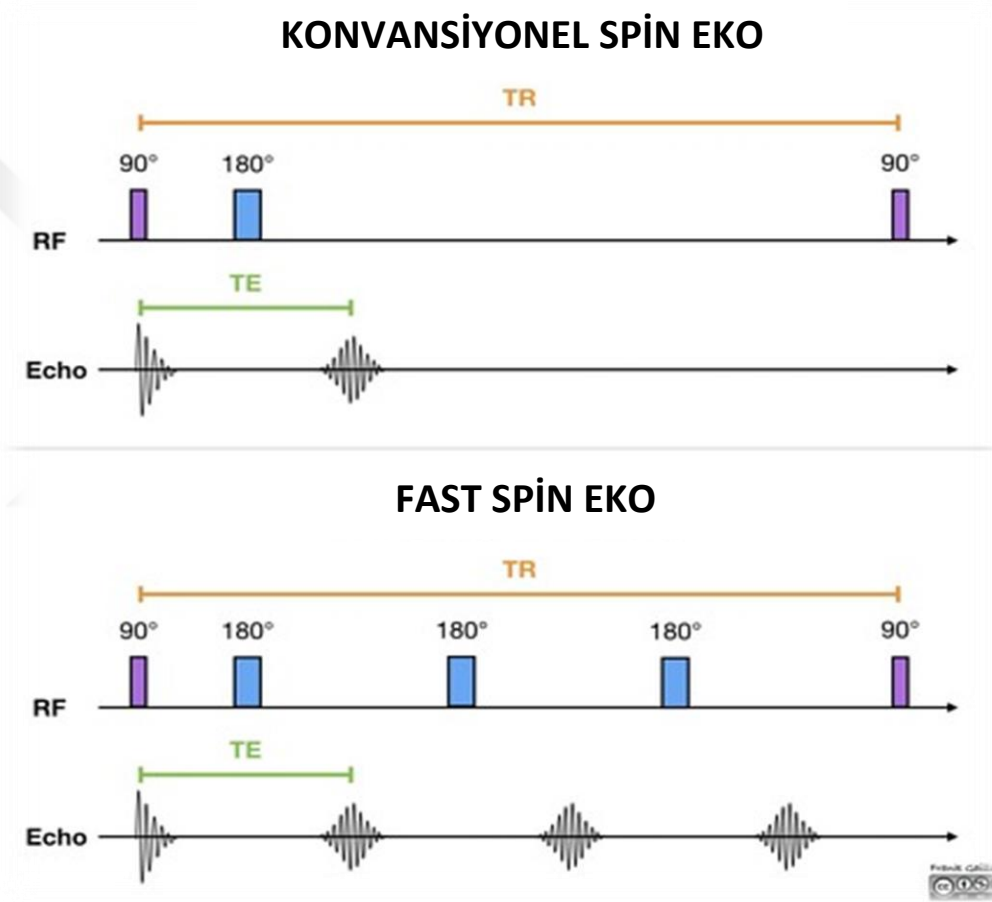
TR, görüntünün T1 ağırlığından sorumlu iken TE değeri görüntünün T2 ağırlığından sorumludur. T1 ağırlıklı incelemelerde TR düşük değerde tutulduğu için inceleme esnasında sadece hızlı longitudinal manyetizasyona sahip dokular/oluşumlar maksimum manyetizasyona ulaşacaklarından, dokuların anatomik detayı çok yüksektir. Kısa T1E sahip dokular parlak, uzun T1'e sahip dokular siyah görünür. T2 ağırlığı ise doku karakterizasyonu açısından önemlidir. TE süresi uzadıkça, daha çok anatomik yapı longitudinal manyetizasyonu tamamlayacağı için dokular arasındaki anatomik detay azalacaktır. Kısa T2'ye sahip dokular siyah, uzun T2 değerlerine sahip dokular parlak görünmektedir. SE sekansı anatomik değerlendirme için uygun olup tümör, inflamasyon, miyokardiyal doku anormalliklerinin değerlendirilmesinde kullanılabilir. Ancak zamansal çözünürlüğü düşüktür, bu nedenle fonksiyonel analize izin vermez (67).

SE sekanslarında TR aralıkları, R-R intervali ile örtüşmelidir; bu amaçla görüntüler EKG tetikleme yöntemi ile alınmaktadır. Kardiyak görüntülemelerde TE değeri, kalp hareketlerinin olumsuz etkisini azaltmak için oldukça kısa tutulmalıdır. Bu durumda tetik süresi uzatmakta ve görüntüler sadece proton ağırlıklı olarak elde edilebilmektedir. Bu nedenle daha hızlı görüntü elde edilebilen fast spin eko (FSE)/turbo spin eko (TSE) gibi sekanslar geliştirilmiştir

**Hızlı Spin EKO (TSE/FSE):** Hızlı spin EKO sekansında, konvansiyonel SE sekansına göre belirgin sinyal kaybı olmaksızın hızlı görüntüler elde edilebilmektedir. FSE sekansında 90° eksitasyon pulsunun ardından 180°'lik pulsların seri şekilde uygulanmasıyla, her biri farklı faz kodlama sayısına sahip çok sayıda hızlı spin eko sinyali oluşturulur. Bu sayede k alanına birden fazla faz çizgisi eklenir. FSE sekansı, SE gibi bir R-R intervalinde, TR aralıkları ile çok sayıda 90°'lik puls uygulamak yerine, 90° eksitasyon pulsunun ardından hızlı 180°'lik puls uygulayarak tek kalp atımında gerekli tüm eko sinyallerini toplayabilmektedir (single-shot). Ancak bu durumda görüntü kardiyak hareketler nedeni ile bulanık olabilir. Eğer yüksek uzaysal

rezolüsyon gerekli ise, single shot yerine multiple shot uygulanarak birden fazla kalp atımı ile veri elde edilebilir. Görüntü kontrastını artırmanın efektif yöntemlerinden biri,  $90^\circ$  eksitasyon pulsundan önce inversiyon pulsusu uygulamaktır (pre-puls). Bu sayede kan ve yağdan gelen sinyaller baskılanmış olur.

FSE sekansında, sinyal/gürültü oranı düşük olup yüksek uzaysal rezolüsyonu ve yeterli görüntü kontrastı oluşturabilmesi sayesinde kardiyovasküler yapıların morfolojik değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır (54).



<https://radiopaedia.org/articles/spin-echo-sequences>

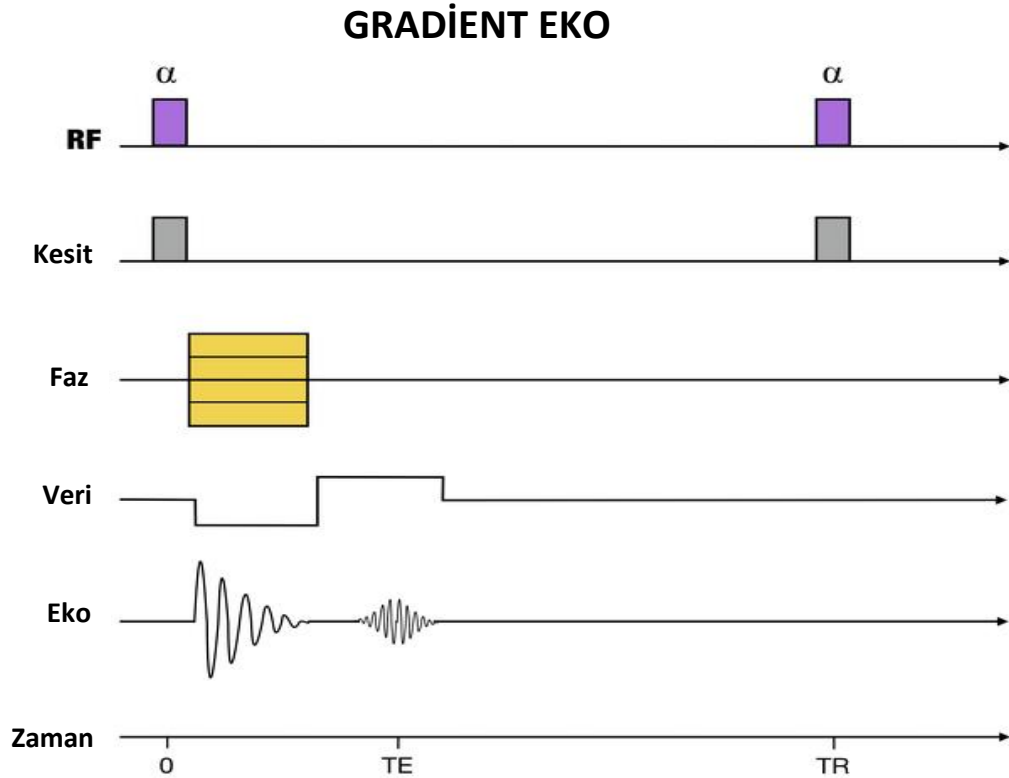
**Şekil 7.** SE ve FSE puls diagramı

**Gradyent eko (GRE) sekansı:** GRE sekansında, SE sekansında kullanılan  $180^\circ$  puls yerine gradiyent çeviriciler (bipolar gradient),  $90^\circ$  puls yerine ise çevirme açısı (flip angle, FA) adı verilen ve transvers manyetizasyonu daha küçük açı değerlerinde oluşturan açı kullanılmaktadır. FA ile transvers manyetizasyon sağlanırken, ortamdaki longitudinal manyetizasyon da devam etmektedir (Şekil 8). Elde edilen eko sinyaline

'gradient eko' adı verilmektedir. Longitudinal manyetizasyon tümüyle kaybolmadığı için daha kısa TR aralıklarıyla RF eksitasyon pulsu göndermek mümkündür. Daha kısa TR ve TE değerlerinin kullanılabilmesi sayesinde standart SE sekansları ile karşılaştırıldığında, tarama süresi daha kısadır (54, 68).

GRE sekansında sinyal yoğunluğu ve kontrastını TR, TE ve FA değerleri belirlemektedir. Genel olarak, T1 ağırlıklı görüntüler elde etmek için FA 45° ve üzerinde, TE 30 msn ve altında; T2 ağırlıklı görüntüler elde etmek için ise FA 20° ve altında, TE 60 msn ve üzerinde tutulmalıdır.

Gradient çeviricilerin hızını geliştirerek, TR süresi daha kısa olan dah hızlı fast (turbo) GRE sekansları geliştirilmiştir. Fast GRE sekansları, ventriküler fonksiyon, miyokardiyal perfüzyon veya akım ölçümleri gibi dinamik görüntülemeye olanak sağlamaktadır (54).

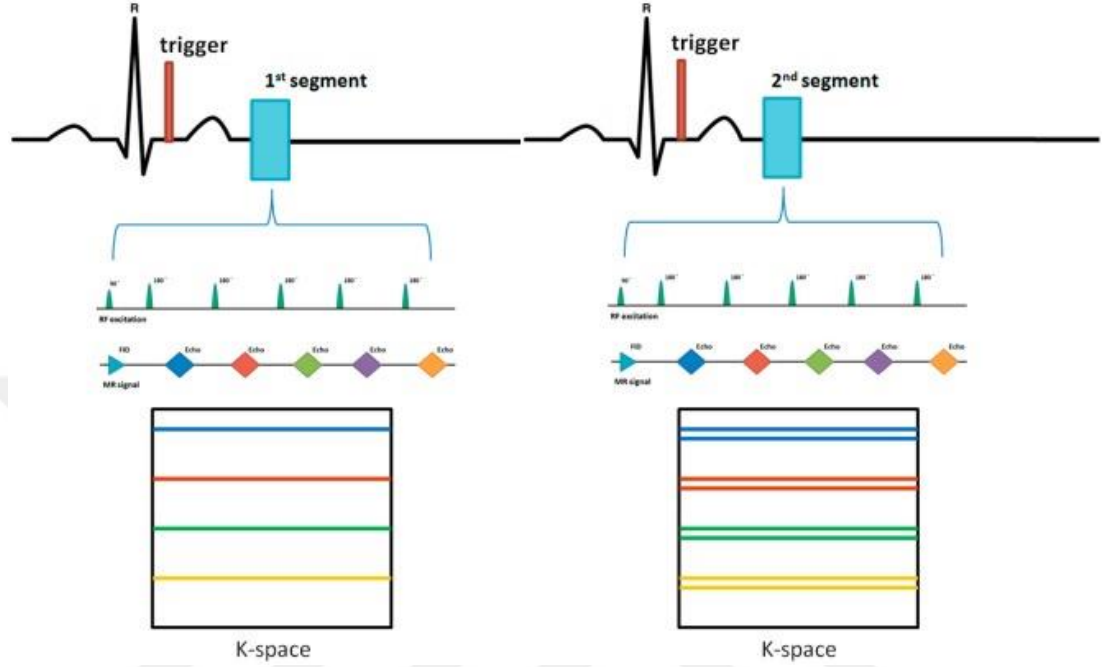


<https://radiopaedia.org/articles/gradient-echo-sequences-1>

**Şekil 8.** GRE Eko Puls Diagramı (GRE sekansında düşük açılı FA ve bipolar (çevirici) gradient kullanılır ve gradient eko denilen sinyal elde edilir)



GRE ve SE sekanslarında her RF pulsu sonrası toplanan sinyaller çeşitli işlemlerden geçtikten sonra k-space'de uygun yerlerine yerleştirilir ve Fourier transformasyonu ile görüntüye çevrilir (Şekil 9).



**Şekil 9.** FSE, 90° pulsun ardından, çok sayıda 180°'lik puls uygulanarak çok sayıda SE elde edilir. Her kalp atımında birden fazla k-space elde edilir (54).

## 2.2.7. Siyah ve Beyaz Kan Görüntüleme Sekansları

### 2.2.7.1. Siyah Kan Görüntüleme Sekansları (“Black-Blood” Teknikleri):

Kalp ve vasküler yapıların anatomik değerlendirilmesini sağlayan yüksek anatomik detaya sahip SE sekanslarıdır. SE sinyalleri, longitudinal relaksasyon sırasında, kandan sinyal alınamayan dönemde toplanmaktadır ve kan siyah renkte görüntülenmektedir. Bu sayede kardiyak ve mediastinal yapılarda doğal kontrastlanma oluşmaktadır. Kardiyomiyopati, miyokardit gibi kardiyak patolojilerin, mediastinal ve perikardiyal patolojilerin, kardiyovasküler tümörlerin ve aortik patolojilerin tanısında kullanılabilir.

Kandan siyah sinyal elde edebilmek için, kesitleri ince tutmak, TE'yi artırmak, akıma dik kesitler almak, sistol esnasında görüntü almak gibi yöntemler uygulanabilir.

Yöntemin temel problemleri kan sinyalinin yetersiz baskılanması (yavaş kan akımı) ve solunum sırasında oluşan hareket artefaktlarıdır. Solunum artefaktlarını engellemek için navigatör kullanılabilir. Kan akımı yavaş ise görüntülerde obstrüksiyon ve trombüsü taklit eden hiperintensiteler olabilir. Gadolinyum kullanımı da kan sinyallerinin sıfırlanmasında olumsuz etki oluşturabilmektedir. Bu nedenle kontrast madde siyah kan görüntüler elde edildikten sonra uygulanmalıdır.

Anatomik değerlendirme amacıyla genellikle T1 ağırlıklı SE sekanslar kullanılır. T1 ağırlıklı görüntülerde TR süresi ve görüntüleme zamanı, RR intervaline bağlı olarak mümkün olduğunca kısa tutulur.

T2 ağırlıklı görüntüler ise kardiyak kitleler gibi belirli endikasyonlar için kullanılır. T2 ağırlıklı görüntülerde tek bir RR intervali arasındaki süre TR için yetersidir. Bu nedenle 2 RR intervalinde EKG tetikleme yapılır, bu nedenle süre uzar. Sinyali azaltmak için diğer bir metod ise 90-180 derece RF pulsları arasındaki zamanı dolayısıyla TE'yi artırmaktır.

Klinik pratikte siyah kan görüntüleme için kullanılan üç temel seçenek vardır; “Half-Fourier Single-Shot Turbo Spin Echo With Double IR (HASTE)”, “Breath-hold Single-Slice FSE With Double IR” ve “Multi-Slice FSE” (69). İlk iki yöntem en yaygın kullanılan yöntemlerdir.

FSE sekanslarda, hızlı görüntülemeye dolayı sistolde hareket artışına bağlı artefaktlar olacağından, optimal görüntü elde etmek için diyastolik faz kullanılır ve double IR (DIR) pulslar eklenir. DIR sekanslarında ilki nonselektif ikincisi kanın longitudinal magnetizasyonunu sıfırlayan iki 180 derece RF pulsunu takiben SE pulsu gönderilir. Böylece akan kan içindeki protonlardan gelen sinyal daha fazla baskılanır. Inversion Time (IT) 400-600 msn arasındadır (70).

Siyah kan görüntüleme triple IR tekniği de kullanılabilir. Bu metotta da Double IR pulsunun yanı sıra, yağ sinyallerini baskılamak amacı ile 3. bir selektif IR pulsu uygulanır (54).

“**HASTE (Half- Fourier Single- Shot Turbo SE with DIR)**” sekansında tek bir kalp atımında görüntü oluşturulur. Bu sayede kardiyak ve solunum artefaktları en aza indirilir. Kısa TE kullanıldığı için relaksasyondan kaynaklanan görüntü bulanıklaşması daha azdır. 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 (70).

#### **2.2.7.2. Beyaz (Parlak) Kan Görüntüleme Sekansları (“Bright-Blood” Teknikleri):**

Fonksiyonel değerlendirmede kullanılan *hızlı GRE sekanslarıdır*. Miyokard perfüzyonu ve canlılığını, kapak fonksiyonları, miyokard kontraktilesi, ventrikül volumleri, EF ve miyokard kütesinin değerlendirilebilmektedir. “Time of-flight” etkisi ve ayrıca göreceli olarak uzun T2 etkisi nedeniyle kan, komşu miyokard ile karşılaştırıldığında parlak görünür. TR ve TE süresi kısa olup görüntüleme hızlıdır. Magnetik duyarlılığı fazladır (70).

Parlak kan görüntüleme için kullanılan temel sekanslar (69)

1. GRE sekanslar
2. Steady-State Free Precission (SSFP)’dir

#### **GRE sekanslar**

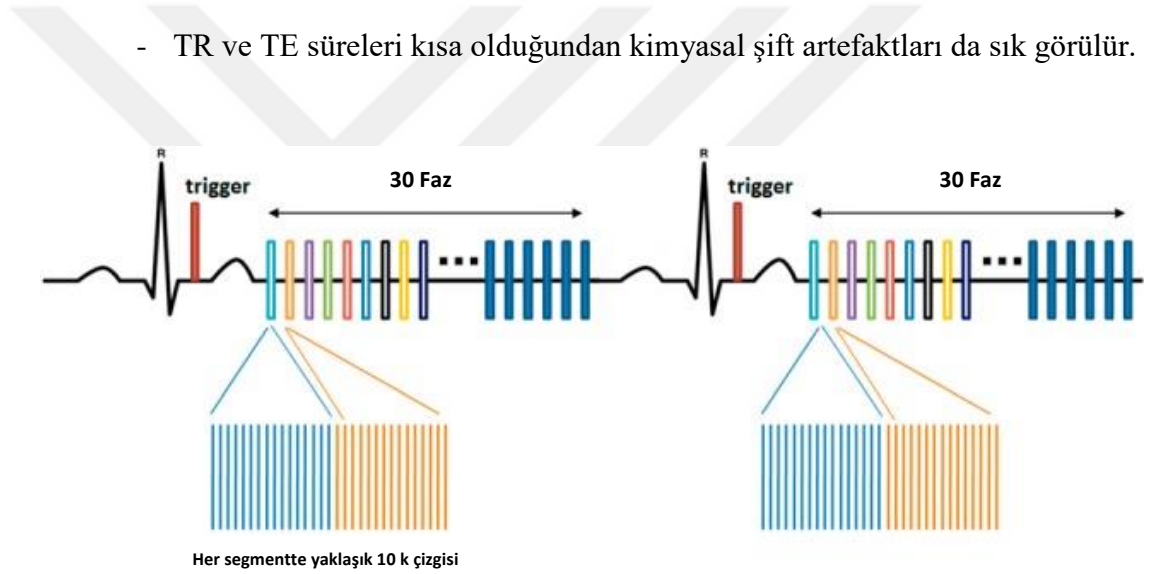
- GRE sekanslar; spoiled gradient recall (SPGR), turbo FLASH, turbo field eko, fast-field eko (FFE)’dur.
- 90°den az uyarıcı pulstan sonra, eko oluşturabilmek için çift yönlü çevirici gradientler kullanılır.
- TR süresi uzun olup T1 ağırlıklı görüntüler elde edilir.

- Kandan alınan sinyal akım hızına bağlı olarak değişir. TR süresi kısaltılırsa veya akım yavaşlarsa kesit alanına giren kan satüre olacağından sinyal gürültü oranı azalır.
- “*Time off flight*” (TOF) etkisine bağlı olarak türbülan akıma daha fazla duyarlıdır.

### **SSFP sekanslar**

- SSFP sekanslar; “fast imaging employing steady-state acquisition (FIESTA)”, “fast imaging with steady-state free precession (true FISP)” ve “balanced FFE” dir.
- SSFP sekanslar, sinyal oluşumunda hem longitudinal hem de transvers manyetizasyonu kullanırlar. Bunun için “steady state” etkisinden faydalanırlar. Kullanılan TR değeri, incelenen dokunun T2 süresinden kısa olduğunda, dokuda transvers relaksasyon tamamlanamaz ve dolayısıyla ortamda longitudinal manyetizasyon ile birlikte transvers manyetizasyonun sürekli devam ettiği dinamik bir denge oluşur. Bu denge “steady state” etkisi olarak ifade edilir. Bu etkiyle hem transvers manyetizasyonun devam etmesi hem de T2 süresi uzun yapıların daha fazla sinyal vermesi sağlanır. Sonuçta “steady state” durumunda iki tip sinyal ortaya çıkmaktadır. Bunlardan ilki hemen RF pulsundan sonra ortaya çıkan *FID* (“*Free Induction Decay*”) sinyali ve ikincisi, bir TR süresinde, tekrarlanan her interval sonunda elde edilen *eko tipi* sinyaldir.
- Rezidü transvers magnetizasyon etkisini bozmak için ek bir RF pulsu kullanılmaz. Rezidüel transvers magnetizasyon ile T2/T1 kontrastı ve SNR artar.
- Görüntü kontrastı dokunun T1/T2 oranına bağlıdır.
- Yağ ve sıvılardan alınan sinyal artar. Kan diğer dokulara göre parlak görünür.
- T2 ağırlıklı görüntüler elde edilir.

- Fonksiyonel değerlendirme için kullanılan sine görüntülemelerde SSFP - GRE sekanslar kullanılır (Şekil 10).
- TR süresi kısa olduğu için çok hızlı görüntüleme yapılır. Sinyal gürültü oranı daha fazladır.
- Görüntü kalitesi manyetik alan inhomojenitesine oldukça duyarlıdır.
- Görüntü kontrastı akım hızına bağlı değildir.
- Türbülân akıma daha az duyarlıdır.
- Manyetik alan inhomojenitesine bağlı bant şeklinde sinyal kayıpları (bant artefaktları) ortaya çıkar.
- TR ve TE süreleri kısa olduğundan kimyasal çift artefaktları da sık görülür.



**Şekil 10.** Kardiyak sine MR’da kardiyak siklus boyunca farklı fazlardan çok sayıda görüntü elde edilir. Farklı kalp atımlarında, her fazdan elde edilen görüntüler uygun segmentlere yapılandırılır. Çok sayıda kardiyak fazdan elde edilen çok sayıda görüntü ile hareketli görüntüler elde edilir (Kardiyak sine MR görüntüleme) (54).

### 2.2.8. Tetkik Öncesi Hasta Hazırlığı

KMRG’de çekim kalitesini artırmak için yapması gerekenler hastaya anlatılmalıdır. Hastadan hareket etmemesi ve gerekli durumlarda komutla birlikte nefes tutması gerektiği belirtilir.

MR tetkiki için kontrendikasyon oluşturabilecek kalp pili, metal protez, kohlear implant, intraokuler materyal, okuler implant, infüzyon pompaları, kalp kapak protezi gibi herhangi bir durumun varlığı sorgulanır

1. Kardiyak koil yerleştirilir.
2. EKG elektrotları yerleştirilir.
  - a. Elektrotlar birbirine paralel olarak yerleştirilmelidir ve aralarında belirli mesafe bulunmalıdır. Elektrotların birbirine yakın yerleşimli olması manyetik alandan dolayı artefaktlara neden olmaktadır.



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. HASTA POPÜLASYONU

Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesinde, Kasım 2015 ile Aralık 2017 tarihleri arasında, herhangi bir nedenle kardiyak MRG tetkiki yapılmış, aksiyel ve SA sine görüntüleri bulunan 40 hasta (19 kadın ve 21 erkek, ortalama yaş  $41,1 \pm 17,3$ , yaş aralığı 18-72), hastanenin kullanmakta olduğu Centricity PACS (GE Healthcare, Milwaukee, USA) sisteminden yararlanılarak retrospektif olarak değerlendirilmiştir. Hareket artefaktı nedeni ile görüntü kalitesi ölçüme uygun olmayan hastalar çalışma dışı bırakılmıştır.

#### 3.2. KARDİYAK MR GÖRÜNTÜLEME PROTOKOLÜ

KMR görüntüleri 1,5 Tesla GE (GE Healthcare, Optima MR 450 W, Milwaukee, WI, USA) tarayıcı kullanılarak elde edilmiştir.

Üç ortogonal planda öncü görüntüler alındıktan sonra, retrospektif EKG tetikleme yöntemi ile, supin pozisyonda, hastaya ekspiryum sonunda nefes tutturularak ve çok segmentli “steady-state free precession (SSFP)” sekansı kullanılarak aksiyel ve SA görüntüler elde edilmiştir. Nefes tutma süresi ortalama 10-12 sn sürmüştür. Sine görüntü parametreleri; aksiyel görüntüler için TE: 1.5 ms, TR: 5 ms, “flip angle” 65°, FOV 38 x38 cm, kesit kalınlığı 6 mm, kesit aralığı 6 mm, görüntü matriksi 512 x 512 ve kısa aks görüntüler için TE: 1.7 ms, TR: 4,5 ms, “flip angle” 65°, FOV 38x38 cm, kesit kalınlığı 6 mm, kesit aralığı 8 mm, görüntü matriksi 512 x 512 şeklinde belirlendi. Pulmoner arterden yapılacak akım ölçümleri için alınan faz kontrast görüntü parametreleri ise TE: 3.5 ms, TR: 5.6 ms, “flip angle” 20°, FOV 38 x38 cm, kesit kalınlığı 8 mm, kesit aralığı 8 mm, görüntü matriksi 256 x 256, RT 6 ms, ET: 4 ms olarak belirlendi.

Sinyal toplanması için 8 kanallı dedike kardiyak koil kullanıldı.

Aksiyel kesitler, koronal ve sagittal ön görüntüler kullanılarak, diyaframın hemen üstünden aortaya dek ve tüm kalbi kapsayacak şekilde açısız aksiyel olacak

şekilde alınmıştır. SA kesitler ise, 2 ve 4 oda görüntüler kullanılarak, sol ventrikül kavitesi uzun aksına dik olacak şekilde alındı (Şekil 9 ve 10). Elde edilen görüntüler, ölçüm yapılacak cihaz olan MR çalışma istasyonuna (GE Advantage Workstation Report Card) gönderildi.

### 3.3. GÖRÜNTÜ ANALİZİ

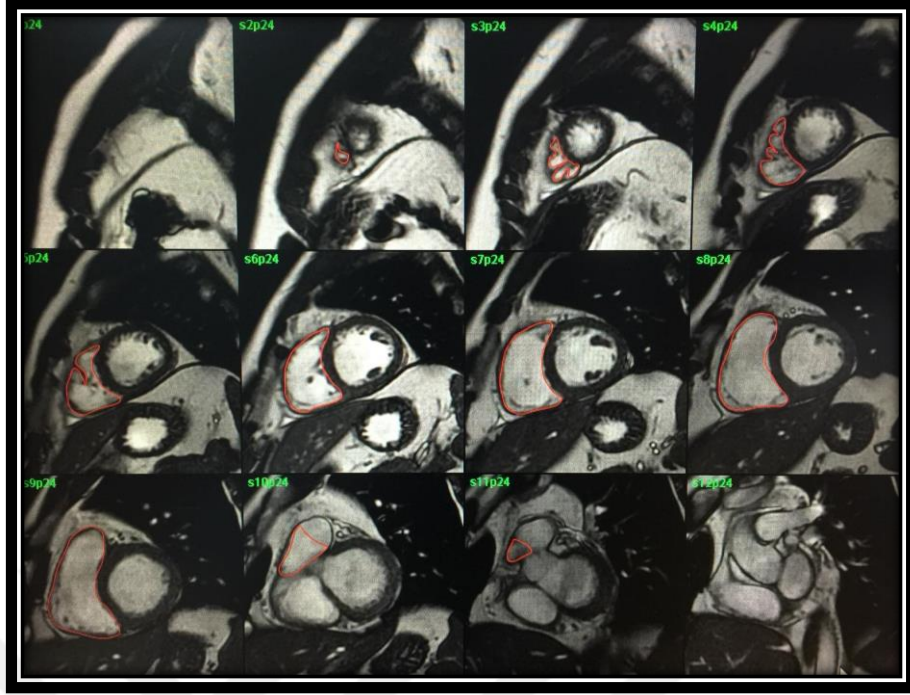
Sağ ventriküle ait endokardiyal sınırlar, SA sine ve aksiyel sine görüntüler üzerinden MR çalışma istasyonu (GE Advantage Workstation ReportCard) kullanılarak gözlemciler arası uyumu değerlendirebilmek için deneyimli gözlemci (6 yıllık KMR deneyimi) ve bir deneyimsiz gözlemci (2 aylık KMR deneyimi) olmak üzere iki gözlemci tarafından manuel olarak çizildi. SA ve aksiyel planlarda sağ ventrikül kavitesinin en geniş olduğu diyasyol sonu görüntüler ve sağ ventrikülün kavitesinin en dar olduğu sistol sonu görüntüler üzerinden endokardiyal sınırlar çizildi. Trabekülalar ve papiller kaslar, ventriküler kavitenin dışında kalacak şekilde değerlendirildi.

SA görüntülerde pulmoner kapak görüntülenebiliyor ise, RV çıkım yolunun pulmoner kapak altında kalan kısmı hacim ölçümüne dahil edildi. Eğer sağ ventrikül girişinde, duvar yapısı inceyse ve trabekülasyon bulunmuyor ise, bu düzey sağ atriyum olarak değerlendirilerek hacim ölçümüne dahil edilmedi.

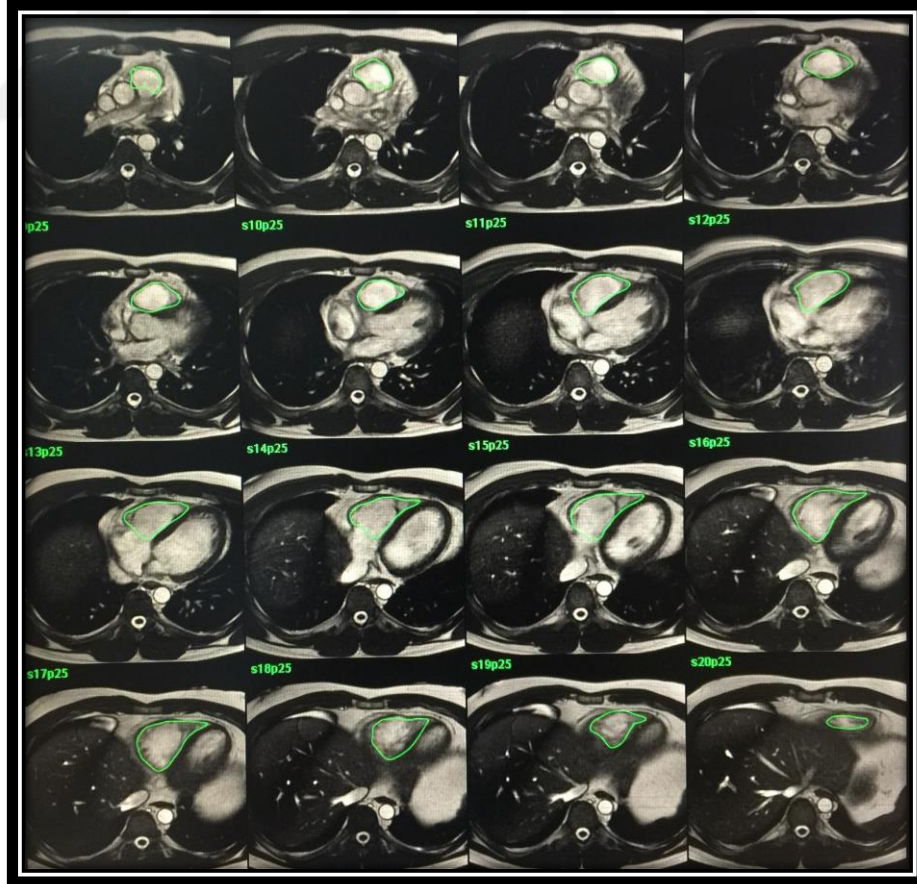
Aksiyel görüntülerde RV kontürleri trikuspit kapağa kadar çizildi. En kranyal kesit ise pulmoner kapağın görüldüğü ilk kesit olarak belirlendi. Daha üstte kalan kesitler pulmoner arter olarak değerlendirilerek hacim ölçümüne dahil edilmedi.

Gözlemciler arasındaki etkileşimi ortadan kaldırmak için ölçümler farklı zamanlarda ve gözlemcilerin birbirlerinin ölçümlerinden haberdar olmayacakları şekilde gerçekleştirildi. Görüntü kalitesi kardiyak ölçümlerin yapılmasını engelleyecek düzeyde düşük olan, volümentrik analizin doğru şekilde gerçekleştirilemediği görüntüler, ‘tanısal olamayan görüntü’ şeklinde değerlendirilmiş olup çalışmaya alınmadı. SA ve aksiyel görüntüler üzerinden yapılan birer hasta örneği şekil 11 ve şekil 12’da verilmiştir.





Şekil 11. Diyastol sonu SA görüntülerde RV örnek endokardiyal çizimi



Şekil 12. Diyastol sonu aksiyel görüntülerde RV örnek endokardiyal çizimi

### 3.4. SAĞ VENTRİKÜL HACMİ VE FONKSİYONUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Sağ ventriküle ait endokardiyal sınırlar, kısa aks sine ve aksiyel görüntüler üzerinden MR çalışma istasyonu (GE Advantage Workstation ReportCard) kullanılarak manüel olarak çizildi. Bunun amacı Simpson metodu kullanarak RV-EDV ve RV-ESV değerlerine ulaşabilmektir. Bu değerler kullanılarak “RV-EF = (RV-EDV-RV-ESV) /RV-EDV” formülü ile RVEF değerleri “RV-SV = EDV-ESV” formülü kullanılarak RV-SV değerleri hesaplandı.

Faz kontrast görüntülerden elde edilen total RV-SV değeri, sistol sırasında RV'den pompalanan total hacmi yansıtan pulmoner trunkus içerisinden ölçülen ileri akıma eşit kabul edildi.

### 3.5. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Verilerin istatistiksel analizi için IBM SPSS 18.0 programı kullanıldı. Tüm RV ölçümleri için ortalama ve standart sapma değerleri hesaplandı.

Aksiyel ve SA planlarında ölçülen değerler (EDV, ESV, SV ve EF değerleri) arasındaki uyum ve gözlemciler arası uyum, ‘Bland - Altman’ metodu kullanılarak değerlendirildi (71). Her iki metodla hesaplanan RV-SV değerlerinin pulmoner arter ileri akımı ile uyumunun değerlendirilmesinde ‘Bland- Altman’ metodu kullanıldı.

Bland-Altman metodu ile iki yöntemden elde edilen ölçümlerin ortalamalarına karşı farklarının saçılım grafikleriyle birlikte kantitatif veri sağlayan “ortalama fark (mean difference)” ve “farkların standart sapması” elde edildi. Uyum sınırları (“Limits of Agreement, LoA”) SPSS programı tarafından ölçüm ortalamaları ve farkların standart sapmaları kullanılarak belirlendi. Her bir ölçüm için “Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı” (“Intraclass Correlation Coefficient”, ICC) değerleri hesaplanarak güvenilirlik analizleri yapıldı; her iki yöntemden yapılan ölçümlerin birbiri ile uyumu ve her iki gözlemci ölçümleri arasındaki uyumlar değerlendirildi.

Her iki metod arasındaki farklılıkların karşılaştırılması için bağımlı örneklem *t testi* kullanıldı.

Tüm istatistiklerde p değerinin 0,05’in altında olması istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

## 4. BULGULAR

### 4.1. HASTA POPÜLASYONU

Çalışmaya dahil edilen kardiyak MR tetkiki yapılmış, aksiyel ve SA görüntüleri bulunan 40 hastanın demografik verileri değerlendirildiğinde; hastaların 19'unun kadın (%47,5) ve 21'inin erkek (%52,5) olduğu görüldü. En genç hasta 18, en yaşlı hasta 72 yaşındaydı. Ortalama hasta yaşı  $41 \pm 17,3$  olarak bulundu. Olguların cinsiyet ve yaş ortalamaları Tablo 3'te sunulmuştur.

**Tablo 3.** Hasta grubunun yaş ve cinsiyet dağılımları

	CİNSİYET		YAŞ (yıl)	
	Kadın	Erkek	Ortalama Yaş	Yaş Aralığı
Toplam (n)	19 (%47,5)	21 (%52,5)	$41,1 \pm 17,3$	18-72

### 4.2.VOLÜM VE FONKSİYON DEĞERLENDİRMESİ

Her iki gözlemci tarafından, aksiyel fiesta ve kısa aks görüntüler üzerinden, yapılan RV volümetrik ölçümlerinin (RV-EDV, RV-ESV, RV-SV, RV-EF) ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4'de listelenmektedir.

**Tablo 4.** Aksiyel ve SA görüntüler üzerinden yapılan ölçümlerin ortalama ve standart sapma değerleri

		RV - EDV	RV - ESV	RV - SV	RV - EF
<b>Aksiyel ortalama <math>\pm</math> SD</b>	G 1	$177,15 \pm 69,3$	$81,5 \pm 43,6$	$95,5 \pm 36$	$55,1 \pm 10,6$
	G 2	$172,2 \pm 76,2$	$74,6 \pm 41,5$	$91,58 \pm 42,5$	$57 \pm 13,4$
<b>SA ortalama <math>\pm</math> SD</b>	G 1	$162,7 \pm 63,4$	$73,4 \pm 44,2$	$89,2 \pm 30$	$56,9 \pm 11$
	G 2	$168 \pm 73,6$	$78,4 \pm 47,1$	$90,4 \pm 35,5$	$55 \pm 11,06$

G1 = deneyimsiz gözlemci ölçümleri

G2 = deneyimli gözlemci ölçümleri

SD = standart sapma

Aksiyel kesitlerde deneyimli gözlemcinin EDV ( $172,2 \pm 76,2$  ml) ve ESV ( $74,6 \pm 41,5$  ml) ortalama değerleri, deneyimsiz gözlemcinin EDV ( $177,15 \pm 69,3$  ml) ve ESV ( $74,6 \pm 41,5$  ml) ortalama değerlerine göre daha düşük bulunmuştur.

SA kesitlerde deneyimli gözlemcinin EDV ( $168 \pm 73,6$  ml) ve ESV ( $78,4 \pm 47,1$  ml) ortalama değerleri, deneyimsiz gözlemcinin EDV ( $162,7 \pm 63,4$  ml) ve ESV ( $73,4 \pm 44,2$  ml) ortalama değerlerine göre daha yüksek bulunmuştur. Diğer ölçümlere ait ayrıntılı veriler tablo 4’de verilmiştir.

Tablo 5, aksiyel ve kısa aks görüntüler üzerinden yapılan RV volümetrik ölçümlerinin (RV-EDV, RV-ESV, RV-SV, RV-EF) Bland-Altman yöntemine göre uyumu listelenmektedir.

**Tablo 5.** Aksiyel ve SA görüntüler üzerinden yapılan ölçümlerin Bland-Altman yöntemine göre uyumu

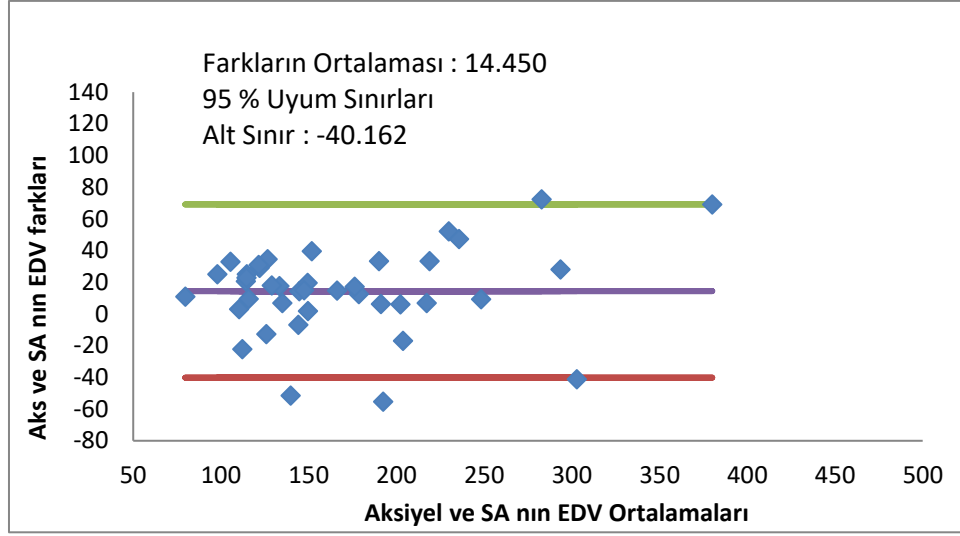
	Farklar			Uyum Sınırları (95%)	
	G	Ortalama	SD	Alt Sınır	Üst Sınır
<b>Aksiyel EDV &amp; SA EDV</b>	G1	14.450	26.99	-40.162	69.062
	G2	3.325	24.091	-45.403	52.053
<b>Aksiyel ESV &amp; SA ESV</b>	G1	8.093	15.78	-23.830	40.015
	G2	-3.770	14.679	-33.462	25.922
<b>Aksiyel SV &amp; SA SV</b>	G1	6.358	18.44	-30.934	43.649
	G2	7.095	19.596	-32.543	46.733
<b>Aksiyel EF &amp; SA EF</b>	G1	-1.775	6.43	-14.791	11.241
	G2	1.500	9.328	-17.319	20.419

G1 = deneyimsiz gözlemci ölçümleri

G2 = deneyimli gözlemci ölçümleri

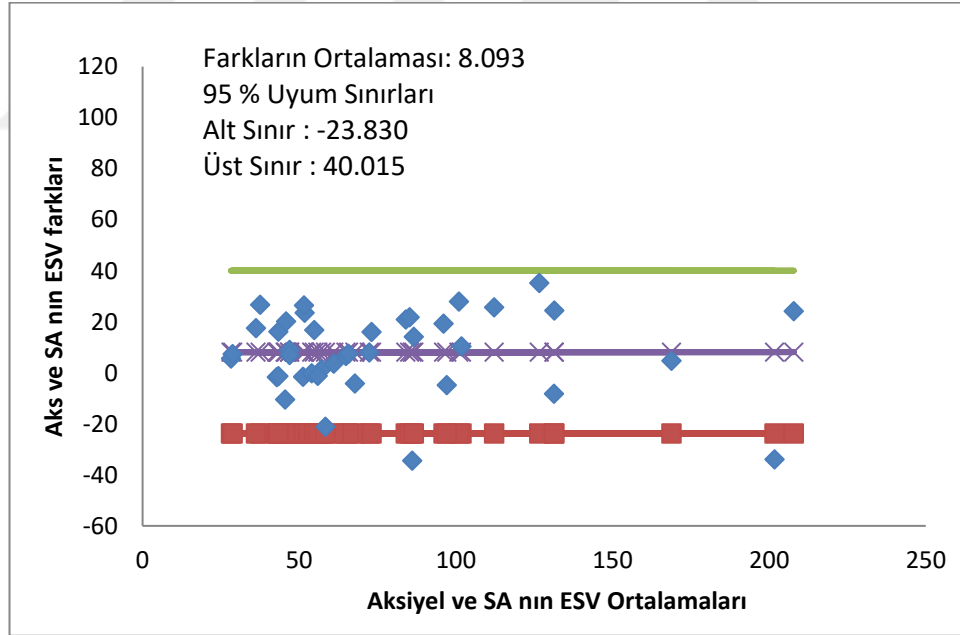
SD = standart sapma

Deneyimli ve deneyimsiz gözlemcilerin EDV, ESV, SV ve EF değerleri için aksiyel ve kısa aks görüntüler arası farkları gösteren Bland-Altman analizleri şekil 11-18’de ayrı ayrı verilmiştir.



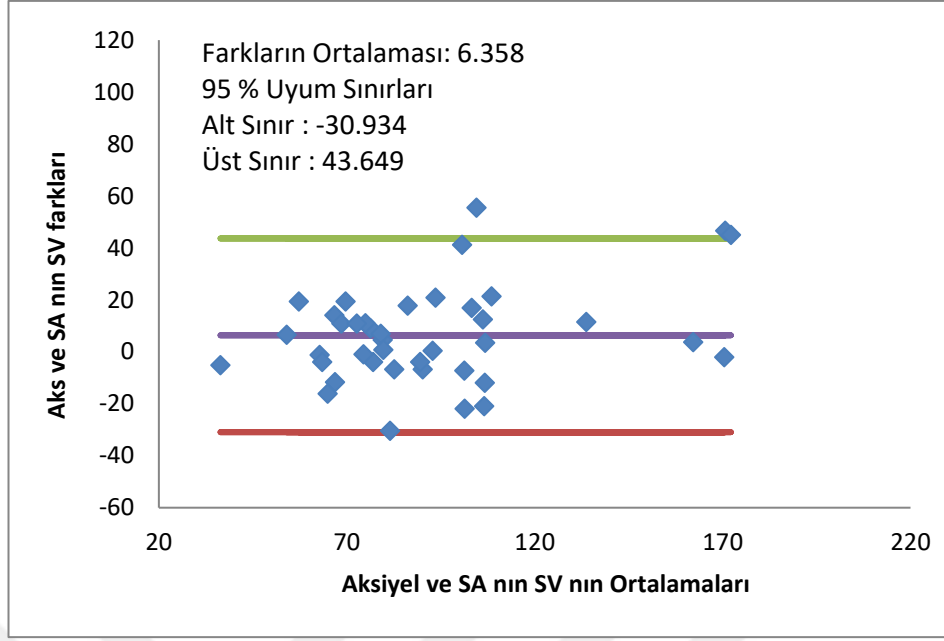
**Grafik 1.** Deneyimsiz gözlemci aksiyel ve kısa aks görüntülerden elde edilen EDV ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi).

**Mor çizgi:** ortalama farklılık; **yeşil ve kırmızı çizgiler:** uyum sınırları ("limits of agreement").



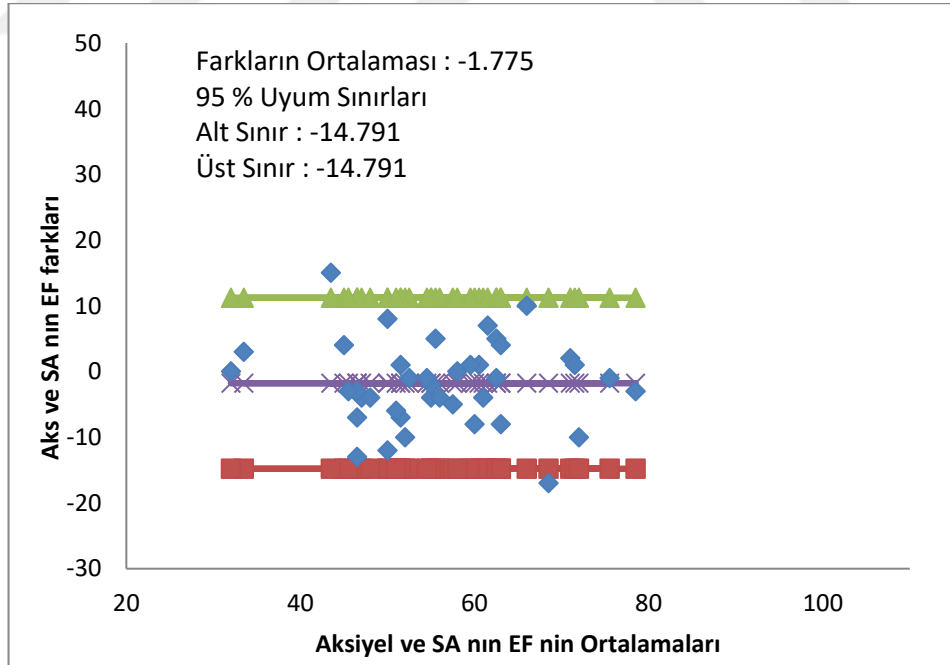
**Grafik 2.** Deneyimsiz gözlemci aksiyel ve kısa aks görüntülerden elde edilen ESV ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi).

**Mor çizgi:** ortalama farklılık; **yeşil ve kırmızı çizgiler:** uyum sınırları ("limits of agreement").



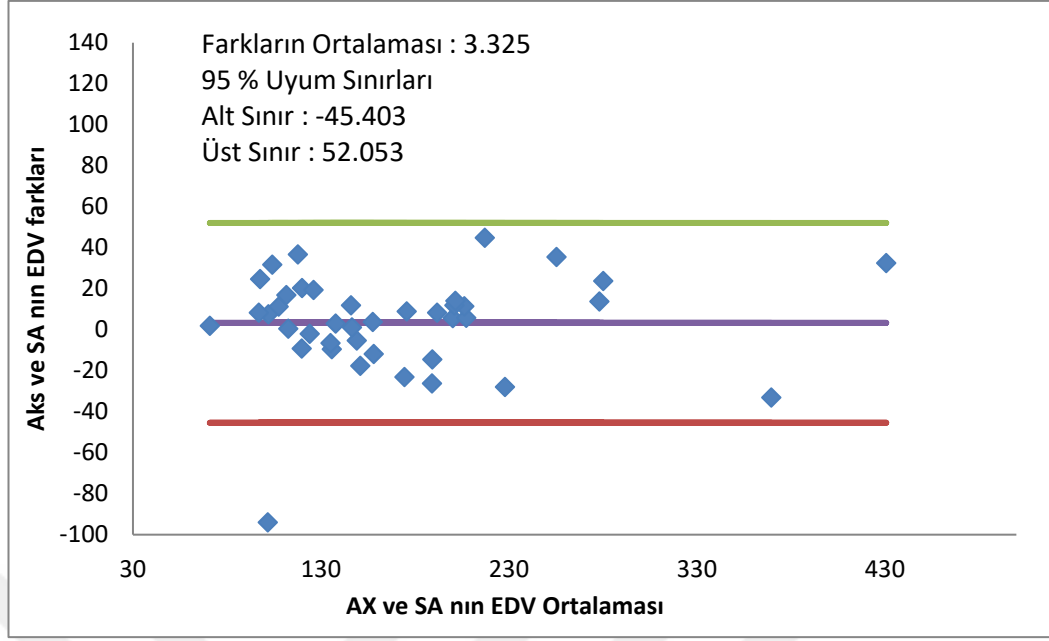
**Grafik 3.** Deneyimsiz gözlemci aksiyel ve kısa aks görüntülerden elde edilen SV ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi).

**Mor çizgi:** ortalama farklılık; **yeşil ve kırmızı çizgiler:** uyum sınırları ("limits of agreement").



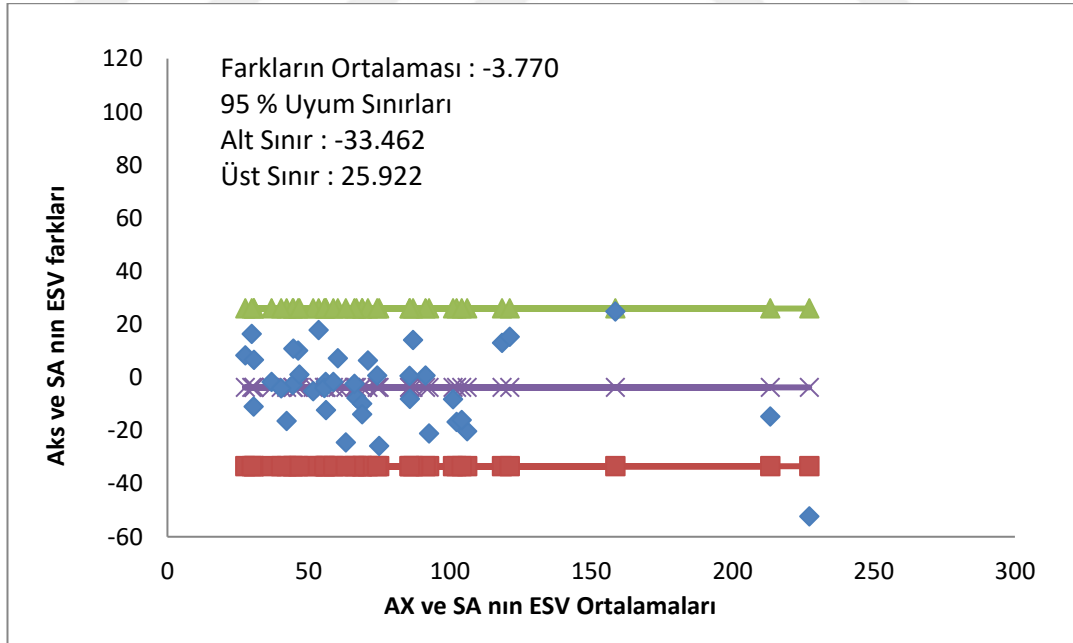
**Grafik 4.** Deneyimsiz gözlemci aksiyel ve SA görüntülerden elde edilen EF ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi).

**Mor çizgi:** ortalama farklılık; **yeşil ve kırmızı çizgiler:** uyum sınırları ("limits of agreement").



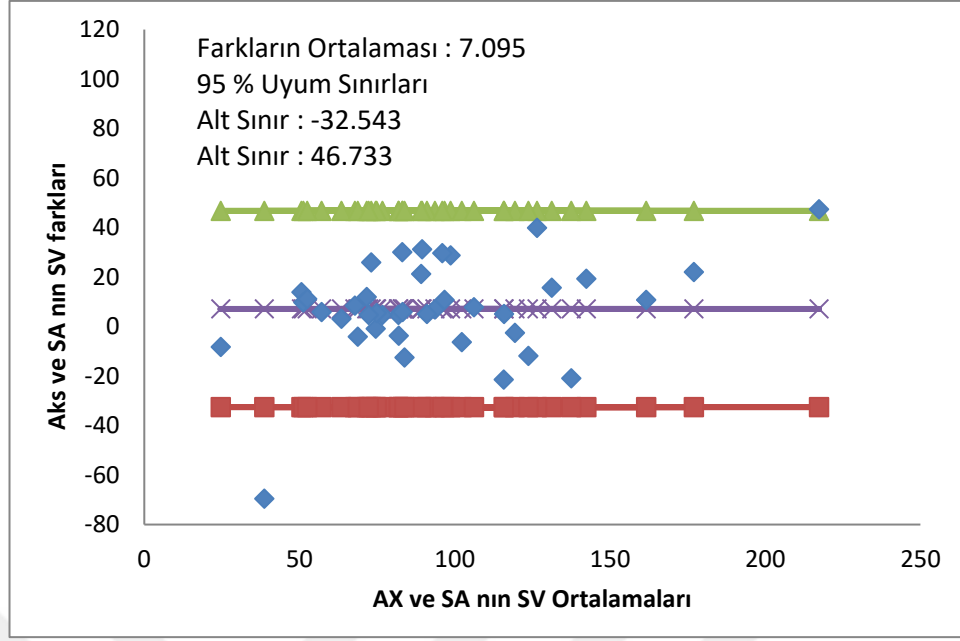
**Grafik 5.** Deneyimli gözlemci aksiyel ve SA görüntülerden elde edilen EDV ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi).

**Mor çizgi:** ortalama farklılık; **yeşil ve kırmızı çizgiler:** uyum sınırları ("limits of agreement").



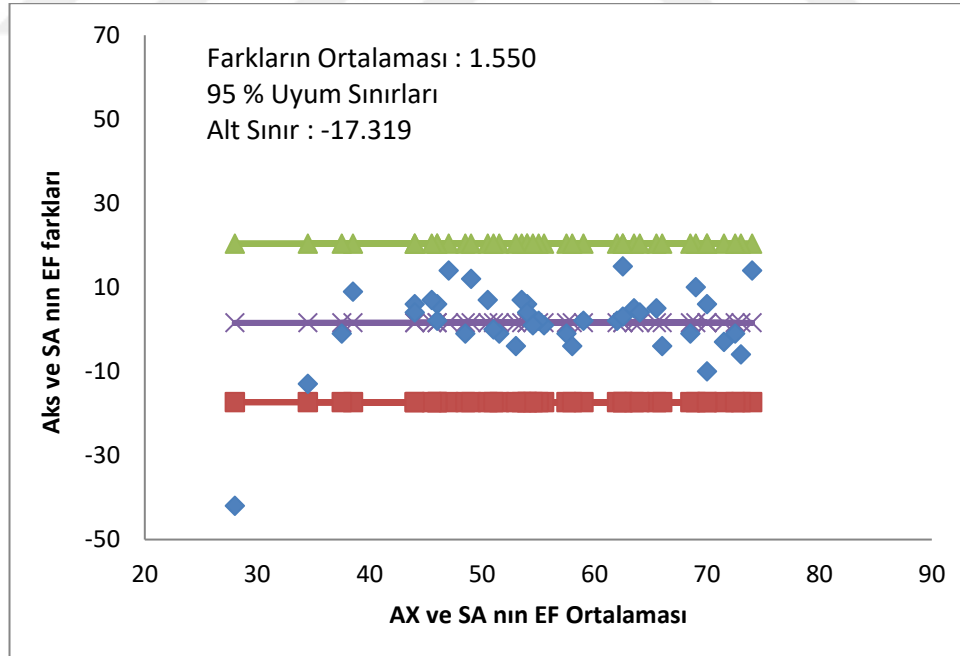
**Grafik 6.** Deneyimli gözlemci aksiyel ve kısa aks görüntülerden elde edilen ESV ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi).

**Mor çizgi:** ortalama farklılık; **yeşil ve kırmızı çizgiler:** uyum sınırları ("limits of agreement").



**Grafik 7.** Deneyimli gözlemci aksiyel ve kısa aks görüntülerden elde edilen SV ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi).

**Mor çizgi:** ortalama farklılık; **yeşil ve kırmızı çizgiler:** uyum sınırları ("limits of agreement").



**Grafik 8.** Deneyimli gözlemci aksiyel ve kısa aks görüntülerden elde edilen EF ölçümlerinin ortalamaya karşı farklarını gösteren saçılım grafiği (Bland-Altman analizi).

**Mor çizgi:** ortalama farklılık; **yeşil ve kırmızı çizgiler:** uyum sınırları ("limits of agreement").



Tablo 6, aksiyel ve kısa aks görüntüler üzerinden, her iki gözlemci tarafından yapılan RV volümetrik ölçümlerinin bağımsız örneklem *t testi* analizini göstermektedir.

**Tablo 6.** Aksiyel ve SA görüntüler üzerinden yapılan ölçümlerin bağımlı örneklem *t testi* analizi

	G	Farklar		Uyum Sınırları (95%)		p
		Ortalama	SD	Alt Sınır	Üst Sınır	
<b>Aksiyel EDV &amp; SA EDV</b>	G1	14.450	26.99	-23.08	-5.815	0.002
	G2	3.325	24.091	-11.64	-0.008	0.05
<b>Aksiyel ESV &amp; SA ESV</b>	G1	8.093	15.78	-13.13	-3.04	0.002
	G2	-3.770	14.679	-0.92	8.46	0.112
<b>Aksiyel SV &amp; SA SV</b>	G1	6.358	18.44	-12.25	-4.46	0.35
	G2	7.095	19.596	-14.54	-4.63	0.00
<b>Aksiyel EF &amp; SA EF</b>	G1	-1.775	6.43	-0.28	3.83	0.89
	G2	1.500	9.328	-5.14	-0.95	0.05

**G1** = deneyimsiz gözlemci ölçümleri

**G2** = deneyimli gözlemci ölçümleri

**SD** = standart sapma

\* **p** değerinin 0,05'in altında olması istatistiksel olarak anlamlı kabul edilir

Aksiyel ve SA planları karşılaştırıldığında, EDV ve ESV ölçümleri için deneyimsiz gözlemcinin “ortalama fark  $\pm$  SD” değerleri (sırasıyla  $14.450 \pm 29,99$  ve  $8.093 \pm 15,78$ ), deneyimli gözlemcinin EDV ve ESV ölçümlerine göre (sırasıyla  $3.325 \pm 2,91$  ve  $- 3.770 \pm 14,679$ ) daha yüksek bulunmuştur. Aksiyel ve SA görüntülerden yapılan ölçümlerin ortalama farkları karşılaştırıldığında deneyimli gözlemcide EDV ve ESV ölçümleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır (p değerleri sırasıyla; 0,05 ve 0,112). Deneyimsiz gözlemcinin her iki metodla yapılan EDV ve ESV ölçümleri için methodlar arası anlamlı fark bulunmuştur (p değerleri sırasıyla; 0,002 ve 0,002). Diğer ölçüm verileri tablo 5-6'da özetlenmiştir.

Aksiyel ve SA planları karşılaştırıldığında, tüm ölçümler için uyum sınırları deneyimsiz gözlemcide deneyimli gözlemciye göre daha geniştir.

Tablo 7, aksiyel ve kısa aks görüntüler üzerinden yapılan RV volümetrik ölçümlerinin (RV-EDV, RV-ESV, RV-SV, RV-EF) ile ICC yöntemine uyumu listelemektedir.

**Tablo 7.** Aksiyel ve SA görüntüler üzerinden yapılan ölçümlerin ICC yöntemine göre uyumu

	G	ICC	p	95% Güven aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
<b>Aksiyel EDV &amp; SA EDV</b>	G1	0.918	0.000	0.850	0.956
	G2	0.948	0.000	0.905	0.972
<b>Aksiyel ESV &amp; SA ESV</b>	G1	0.936	0.000	0.882	0.965
	G2	0.946	0.000	0.900	0.971
<b>Aksiyel SV &amp; SA SV</b>	G1	0.846	0.000	0.727	0.915
	G2	0.875	0.000	0.776	0.932
<b>Aksiyel EF &amp; SA EF</b>	G1	0.825	0.000	0.693	0.904
	G2	0.713	0.000	0.519	0.837

**G1** = deneyimsiz gözlemci ölçümleri

**G2** = deneyimli gözlemci ölçümleri

**ICC:** Sınıf içi korelasyon katsayısı (“Intraclass correlation coefficient”)

\* **p** değerinin 0,05’in altında olması istatistiksel olarak anlamlı kabul edilir

Aksiyel ve SA görüntülerden yapılan ölçümlerin uyumunu değerlendirdiğimizde, sınıf içi korelasyon katsayısı (ICC) 1. gözlemcide (deneyimsiz), EDV, ESV, SV ve EF değerleri için sırası ile 0,91, 0,93, 0,84 ve 0,82, 2. gözlemcide (deneyimli), EDV, ESV, SV ve EF değerleri için sırası ile 0,94, 0,94, 0,87 ve 0,71 hesaplanmıştır. Her iki metodla yapılan tüm ölçümler, her iki gözlemci için de birbiri ile anlamlı olarak uyumlu bulunmuştur. Her iki gözlemcide EDV ve

ESV değerleri için iki metod arasındaki uyum iyi-mükemmel düzeydedir. Ancak deneyimli gözlemcide sınıf içi korelasyon katsayıları, deneyimsiz gözlemciye göre daha yüksek bulunmuştur. Deneyimli gözlemcide EDV ve ESV ölçümlerine ait korelasyon katsayıları birbirine yakındır. Deneyimsiz gözlemcide ise ESV ölçümüne ait uyum katsayısı EDV değerine göre daha yüksek bulunmuştur.

Tablo 8, deneyimli gözlemcinin aksiyel ve kısa aks görüntüler üzerinden ölçülen RV-SV ölçümlerinin, PC görüntülerden elde edilen ve altın standart kabul edilen pulmoner trunkus akım ölçümü ile uyumu listelenmektedir.

**Tablo 8.** RV-SV ölçümlerinin, PC görüntülerden elde edilen pulmoner trunkus akım ölçümü ile uyumu (ICC yöntemine göre)

	Sınıf içi korelasyon	p	95% Güven Aralığı	
			Alt Sınır	Üst Sınır
<b>PA İLERİ &amp; SA SV G1</b>	0.754	0.001	0.391	0.917
<b>PA İLERİ &amp; AKS SV G1</b>	0.789	0.000	0.463	0.927
<b>PA İLERİ &amp; SA SV G2</b>	0.763	0.000	0.409	0.917
<b>PA İLERİ &amp; AKS SV G2</b>	0.878	0.000	0.664	0.959

G1 = deneyimsiz gözlemci ölçümleri

G2 = deneyimli gözlemci ölçümleri

\* p değerinin 0,05'in altında olması istatistiksel olarak anlamlı kabul edilir

Her iki metodla ölçülen RV-SV ölçümleri, faz kontrast görüntülerden ölçülen ve altın standart kabul edilen pulmoner trunkus akımı ile anlamlı olarak uyumlu bulunmuştur. Pulmoner trunkus akımı ile aksiyel ölçümlerden yapılan RV-SV'nin uyumu değerlendirildiğinde sınıf içi korelasyon katsayıları deneyimli gözlemcide 0,878, deneyimsiz gözlemcide 0,789 olarak hesaplanmıştır; SA ölçümlerden yapılan RV-SV'nin uyumu değerlendirildiğinde sınıf içi korelasyon katsayıları deneyimli gözlemcide 0,763, deneyimsiz gözlemcide 0,754 hesaplanmıştır. Sonuç olarak deneyimli gözlemcinin korelasyon katsayıları hem SA ve hem aksiyel ölçümlerde

deneyimsiz gözlemciden daha yüksektir. Her iki gözlemci için de aksiyel plandaki korelasyon katsayıları SA plana göre daha yüksek bulunmuştur.

### 4.3. GÖZLEMCİLER ARASINDAKİ FARKLILIKLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Gözlemciler arasındaki farkların ve uyumun değerlendirilmesi için ICC yöntemi kullanılmıştır. Tablo 9, aksiyel fiesta ve kısa aks görüntüler üzerinden, her iki gözlemci tarafından yapılan RV volümetrik ölçümlerinin (RV-EDV, RV-ESV, RV-SV, RV-EF) gözlemciler arası uyumunu listelemektedir.

**Tablo 9.** Her iki gözlemciye ait ölçümlerin ICC yöntemine göre uyumu

	Sınıf içi korelasyon	p	95% Güven Aralığı	
			Alt Sınır	Üst Sınır
<b>G1 SA-EDV &amp; G2 SA-EDV</b>	0.952	0.000	0.911	0.974
<b>G1 Aks-EDV &amp; G2 Aks-EDV</b>	0.926	0.000	0.865	0.960
<b>G1 SA-ESV &amp; G2 SA-ESV</b>	0.961	0.000	0.928	0.979
<b>G1 Aks-ESV &amp; G2 Aks-ESV</b>	0.946	0.000	0.900	0.971
<b>G1 SA-SV &amp; G2 SA-SV</b>	0.849	0.000	0.733	0.917
<b>G1 Aks-SV &amp; G2 Aks-SV</b>	0.819	0.000	0.684	0.900
<b>G1 SA-EF &amp; G2 SA-EF</b>	0.845	0.000	0.725	0.915
<b>G1 Aks-EF &amp; G2 Aks-EF</b>	0.670	0.000	0.456	0.811

**G1** = deneyimsiz gözlemci ölçümleri  
**G2** = deneyimli gözlemci ölçümleri  
\* p değerinin 0,05'in altında olması istatistiksel olarak anlamlı kabul edilir

Aksiyel ve SA görüntülerden yapılan ölçümlerde gözlemciler arası uyumu değerlendirdiğimizde, EDV, ESV, SV ve EF değerleri için tüm ölçümler birbiri ile anlamlı olarak uyumlu bulunmuştur. Sınıf içi korelasyon katsayıları SA görüntülerde ölçülen EDV, ESV, SV ve EF değerleri için sırasıyla; 0,952, 0,961, 0,849 ve 0,670;

aksiyel görüntülerde ise sırasıyla, 0,926, 0,946, 0,819 ve 0,670 bulunmuştur. Her iki yöntemin EDV ve ESV değerleri için gözlemciler arası uyumu mükemmeldir; SV değerleri için iyi, aksiyel EF değeri için orta düzeydedir. Tüm ölçümlerde sınıf içi korelasyon katsayısı (ICC) değerleri, SA ölçümlerinde, aksiyal ölçümlere göre daha yüksektir; yani gözlemciler arası uyuma bakıldığında uyum düzeyi, SA ölçümlerinde aksiyel ölçümlere göre daha yüksek bulunmuştur. Ancak altın standart yöntem olan pulmoner arter akımı ile RV-SV değerlerinin karşılaştırmasında aksiyel plandaki ölçümlerin korelasyon katsayıları her iki gözlemci için de, SA plana göre daha yüksektir.



## 5. TARTIŞMA

Kazanılmış ve konjenital birçok kalp hastalığında sağ ventrikül etkilenmektedir.

RV hacim ve fonksiyon ölçümleri, konjenital kalp hastalıklarının, ARVC ve pulmoner hipertansiyonun tanısında ve uzun dönem takibinde önem teşkil etmektedir. Konjenital kalp hastalıklarında ventrikül dilatasyonunu değerlendirmek, prognoz hakkında fikir edinmek ve cerrahiyi planlamak için, primer pulmoner hipertansiyonda akciğer transplantasyonunun zamanını belirlemek için ve cerrahi sonrası takiplerin yapılmasında bu ölçümler önemlidir (6, 41, 43).

KMRG, RV fonksiyonlarının değerlendirilmesinde altın standart tanı yöntemidir (7-10, 72, 73) Ventriküler hacim değerlendirmesinde genel olarak önerilen SA görüntüleri kullanılmaktadır (7, 74) LV ölçümleri için standart olarak sine SSPF - SA görüntüleri kullanılmaktadır. Bununla birlikte RV hacim ölçümleri hem aksiyel hem kısa aks görüntüleri üzerinden gerçekleştirilebilmektedir. Son dönemde ölçümlerin RV - SA görüntülerden yapılması önerilmekte, son yapılan çalışmalarda aksiyel görüntülerden yapılan RV ölçümlerinin tekrarlanabilirliği daha yüksek olduğunu göstermektedir (7, 15, 44, 56, 72) Sonuç olarak RV ölçümleri için aksiyel görüntüleri daha çok tercih edilmektedir. Bizim kliniğimizde, RV hacim ölçümleri aksiyel görüntüleri üzerinden gerçekleştirilmektedir.

SA görüntülerden yapılan ölçümlerin, aksiyel görüntüleri göre bazı avantajları bulunmaktadır. Bunlardan ilki SA görüntüleri üzerinden hem RV hem LV ölçümlerinin yapılabilmesidir. Bunun yanı sıra, aksiyel oryantasyonda alınan görüntülerde, parsiyel volüm etkisi nedeni ile özellikle inferior duvarda, kan/miyokard sınırlarını ayırt etmek zorlaşmaktadır (7, 72, 74). Pulmoner ve trikuspid kapaklar pozisyonlarının net seçilememesi, atriyum ve ventrikül ayırımının net yapılamaması ve RV'nin bazal sınırlarının net değerlendirilememesi, SA görüntülerinin dezavantajlarını oluşturmaktadır. Bazal kesitlerde geniş RV alanı bulunması nedeni ile bu durum hatalı ölçümlere neden olabilmektedir (6).

Kardiyak kompleks bir anatomi varlığında bile (büyük arter transpozisyonu, düzeltilmiş büyük arter transpozisyonu, heterotaksik sendrom, mezokardi, dekstrokardi gibi), detaylı anatomik bilgi olmaksızın aksiyel görüntüleme planlanabilmektedir.

Bunun yanı sıra, kompleks konjenital kalp hastalıklarının birçok formunda (hipoplastik sol kalp sendromu, çift sağ ventrikül, düzeltilmiş büyük arter transpozisyonu, heterotaksik sendrom, mezokardi, dekstrokardi gibi), SA görüntüler zorlukla elde edilebilmekte veya elde edilememektedir. Aksiyel görüntülerde, venoatrial, atrioventriküler bağlantılar, atrioventriküler kapak, ventriküloarteriyel bağlantılar ve atriyal morfoloji, ek görüntü almaya gerek kalmadan değerlendirilebilmektedir (7).

RV ölçümleri için aksiyel oryantasyon kullanmanın dezavantajı, ek bir oryantasyon alındığı için tetkik süresini uzatmasıdır. Ancak SSFP sekansının geliştirilmesi ile aksiyel görüntülerin alınması, tetkik süresini beş dakikadan fazla uzatmamaktadır.

SSPF, kan-miyokard kontrastının iyi olduğu, endokardiyal sınırların daha net değerlendirilebildiği bir sekansdır (6, 17-19). SSFP sekansında kontrast T2/T1 oranına bağlı olup kan akımından bağımsızdır. Bu sayede SSFP, aksiyel görüntülerde, özellikle RV inferior duvarında oluşan parsiyel volüm etkisini ve buna bağlı oluşan ölçüm hatalarını azaltmaktadır (6). RV fonksiyonlarını değerlendirmek için alınan hem aksiyel hem kısa aks görüntülerde, önerilen sekans sine-SSPF sekansıdır (75).

Aksiyel görüntüler, trikuspit kapağın görüntülenebilmesi ve RV, RA sınırlarını net şekilde ayırabilmesi nedeni ile RV görüntülemesi için kullanışlı bir plandır. Bu planda, üst kesitler RV çıkım yoluna kadar uzanmaktadır. Bu düzeydeki kesitler daha küçük hacim alanını içerdiğinden, pulmoner kapak net seçilemese bile, oluşacak hatanın total RV hacmine etkisi göreceli olarak daha az olacaktır (6).

Bizim çalışmamızda da oryantasyonun ve gözlemci deneyiminin, RV ölçümleri üzerindeki etkisi ve önemi araştırılmıştır.

Çalışmamızda her iki metodla yapılan tüm ölçümlerde metodlar arası uyumu gösteren sınıf içi korelasyon katsayısı (ICC) değerleri yüksektir. ICC değerleri SA ölçümlerinde, aksiyel ölçümlere göre bir miktar daha yüksek saptanmıştır. Bu durum, yapılan diğer çalışmaların aksine, kısa aks ölçümlerinde gözlemciler arası uyumun bir miktar daha yüksek olduğunu ifade etmektedir. Yapılan birçok çalışmada aksiyel kesitlerden yapılan ölçümlerin gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumu daha yüksek bulunmuştur (6, 7, 11, 15). Benzer şekilde Strugnell ve arkadaşları da aksiyel plan

ölçümlerinde, SA plan ölçümlerine göre, gözlemciler arası farklılıkların daha az olduğunu göstermişlerdir (76). Alfakih ve ark. bu durum aksiyel kesitte pulmoner ve trikuspit kapakların net şekilde seçilebiliyor olması ve bazal kesitlerin daha net seçilebiliyor olması ile ilişkilendirilmiştir (15). Van der Bom ve ark. da, bu farkı, SA görüntülerin bazal kesitlerinde trikuspit kapak hareketleri ile ilişkili olduğunu savunmuştur. Bu özelliği, aksiyelden yapılan ölçümlerin uzun dönem hasta takibine daha elverişli olduğunu göstermektedir. Uzun dönem takip gerektiren konjenital kalp hastalıkları, ARVC ve primer pulmoner hipertansiyon gibi durumlarda bu durum önem teşkil etmektedir.

Aksiyel ve SA planları karşılaştırıldığında, EDV ve ESV değerleri için deneyimsiz gözlemcinin “ortalama fark  $\pm$  SD” değerleri (sırasıyla  $14.450 \pm 29,99$  ve  $8.093 \pm 15,78$ ), deneyimli gözlemcinin göre EDV ve ESV değerlerine göre değerleri (sırasıyla  $3.325 \pm 2,91$  ve  $- 3.770 \pm 14,679$ ) daha yüksek bulunmuştur. Aksiyel ve SA görüntülerden yapılan ölçümlerin ortalama farkları karşılaştırıldığında deneyimli gözlemcide EDV ve ESV ölçümleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır (p değerleri sırasıyla; 0,05 ve 0,112). Deneyimsiz gözlemcinin her iki metodla yapılan EDV ve ESV ölçümleri arasında anlamlı fark bulunmuştur (p değerleri sırasıyla; 0,002 ve 0,002); aksiyel EDV ve ESV ölçümleri, SA aksa göre daha yüksek ölçülmektedir. Deneyimsiz gözlemcide, her iki plan arasındaki ölçümlerde anlamlı fark bulunması, deneyimli gözlemcide bu farkın deneyimsiz gözlemciye göre daha az olması ve anlamlı olmaması, deneyim faktörünün önemini doğrulamaktadır. Deneyimli gözlemcide farkın az olması nedeni ile SA plan ölçüm için yeterli iken, deneyimsiz gözlemcide ölçümlerin tutarlılığını (tekrarlanabilirliğini) artırmak için aksiyel planda görüntü alınması önem taşımaktadır. Alfakih ve ark. yaptığı çalışmada, aksiyel ve SA görüntüler üzerinden yapılan RV hacim ölçümleri (EDV, ESV, EF) arasında anlamlı farklılık olduğu saptanmıştır ve kısa aks EDV ve ESV ölçümleri, aksiyel görüntülere göre, bizim çalışmamıza benzer şekilde daha yüksek bulunmuştur. Alfakih ve ark. ölçümler arasındaki bu farkın, SA görüntülerde atriyoventriküler kapağın net ayırt edilememesi ve aksiyel görüntülerde oblik uzanan pulmoner kapağın pulmoner artere ait en üst kesitinin ölçüme dahil edilmesi sonucu ortaya çıktığını belirtmektedir (6). Van der Bom ve ark yapmış olduğu çalışmada da aksiyel akstan ölçülen ESV değerleri SA ölçümlerine göre daha yüksek bulunmuştur



(15). Her iki metod arasındaki EDV değerlerinde ise anlamlı fark saptanmamıştır. ESV, EF ve SV değerinde ise anlamlı fark mevcuttur. Jimenes ve ark yaptığı çalışmada ise her iki metod arasındaki hem EDV hem ESV ölçümlerinde anlamlı fark saptanırken SV ve EF değerlerinde anlamlı fark saptanmamıştır (16).

Aksiyel ve SA görüntülerden yapılan ölçümlerin uyumunu değerlendirdiğimizde, sınıf içi korelasyon katsayısı (ICC) 1. gözlemcide (deneyimsiz), EDV, ESV, SV ve EF değerleri için sırası ile 0,91, 0,93, 0,84 ve 0,82, 2. gözlemcide (deneyimli), EDV, ESV, SV ve EF değerleri için sırası ile 0,94, 0,94, 0,87 ve 0,71 hesaplanmıştır. Her iki metodla ölçümü yapılan tüm değerler, her iki gözlemcide birbiri ile anlamlı olarak uyumlu bulunmuştur. Her iki gözlemcide EDV ve ESV değerleri için iki metod arasındaki uyum iyi-mükemmel düzeydedir. Ancak deneyimli gözlemcide sınıf içi korelasyon katsayıları, deneyimsiz gözlemciye göre daha yüksek bulunmuştur. Deneyimli gözlemcide EDV ve ESV ölçümlerine ait korelasyon katsayıları birbirine yakındır. Deneyimsiz gözlemcide ise ESV ölçümüne ait uyum katsayısı EDV değerine göre daha yüksek bulunmuştur. Deneyimsiz gözlemcide ESV ölçümlerinin uyum katsayısının EDV'ye göre daha yüksek olmasının olası nedenleri; sistol sonu görüntülerde trabekülasyonların kompakte hale gelmesi nedeni ile endokardiyal ölçüm sınırlarının daha belirgin olması, ölçülecek hacmin diyastol sonu görüntülere göre daha az olması ve buna bağlı olarak gözlemciler arası toplam farkların azalması olabilir.

Aksiyel ve SA kesitlerden yapılan SV ölçümlerinde, uyum sınırları diğer ölçümlere göre geniş olmakla birlikte her iki gözlemci için ortalama farklar birbirine oldukça yakındır. Bu durum gözlemcilerin ölçümlerinin benzer olmadığını göstermektedir. Alfakih ve ark. yaptığı çalışmada SV ölçümlerinde de gözlemci içi SV değerlerinde benzer sonuçlar elde edilmiştir. Her iki metod ile ölçülen ESV ve EDV ortalama farklarının birbirine yakın olması, SV'ye ait ortalama farkların birbirine yakın olması ile sonuçlanmaktadır. Deneyimsiz gözlemcide, her iki metod ile ölçülen EDV ve ESV arasında anlamlı fark olmasına rağmen her iki metotta da SV değerleri birbiri ile uyumlu hesaplanmıştır.

James ve ark.yapmış olduğu çalışmada sine SSPF sekansında alınan kısa aks ve aksiyel görüntülerde yapılan RV-SV ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (76).

Fratz ve ark. yapmış olduğu çalışmada, düzeltilmiş FT hastalarında, her iki oryantasyondan ölçülen RV volümetrik değerleri arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır (7).

Clarke ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, konjenital kalp hastalıkları bulunan hastalarda her iki oryantasyondan ölçülen RV-ESV değerleri arasında küçük ama istatistiksel olarak anlamlı fark mevcuttur; diğer RV volümetrik değerleri arasında ise anlamlı farklılık saptanmamıştır (11).

Her iki metodla ölçülen RV-SV ölçümleri, faz kontrast görüntülerden ölçülen ve altın standart kabul edilen pulmoner trunkus akımı ile uyumlu bulunmuştur. Deneyimli gözlemcinin korelasyon katsayıları hem SA ve hem aksiyel ölçümlerde deneyimsiz gözlemciden daha yüksektir. Her iki gözlemci için de aksiyel plandaki korelasyon katsayıları SA plana göre daha yüksek bulunmuştur; yani aksiyel görüntülerden yapılan ölçümlerin pulmoner trunkus akımı ile uyumu daha yüksektir. Clarke ve ark. yaptığı çalışmada da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Bu bilgilere dayanarak deneyimsiz gözlemcilerde korelasyonu daha yüksek olması nedeni ile aksiyel ölçümler tercih edilmelidir.

Çalışmamızda aksiyel ve SA görüntülerden yapılan ölçümlerde gözlemciler arası uyumu değerlendirdiğimizde, EDV, ESV, SV ve EF değerleri için tüm ölçümler birbiriyle anlamlı olarak uyumlu bulunmuştur. Her iki yöntemin EDV ve ESV değerleri için gözlemciler arası uyumu mükemmeldir; SV değerleri için iyi, aksiyel EF değeri için orta düzeydedir. Clarke ve ark. yaptığı çalışmada da benzer şekilde gözlemciler arası RV-EDV, RV-ESV ve RV-SV değerinin uyumu oldukça iyi bulunmuştur (11). D'Errico ve ark yapmış olduğu çalışmada da, sağ ventrikül fonksiyonel ve volümetrik değerlendirmesinde (kısa aks ve aksiyel görüntüler üzerinden hesaplanan RV-EDV, RV-ESV, RV-SV ve RV-EF değerleri) doğruluk ve gözlemciler arası değişkenlik açısından kesit oryantasyonları arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır (40). Bizim çalışmamızda tüm ölçümlerde sınıf içi korelasyon katsayısı (ICC) değerleri, SA ölçümlerinde, aksiyel ölçümlere göre daha

yüksektir; yani gözlemciler arası uyuma bakıldığında uyum düzeyi, SA ölçümlerinde aksiyel ölçümlere göre daha yüksektir. Ancak altın standart yöntem olan pulmoner arter akımı karşılaştırmalarında aksiyel plandaki ölçümlerin korelasyon katsayıları hem deneyimli hem deneyimsiz her iki gözlemci için daha yüksektir. Bu verilere dayanarak aksiyel ölçümlerle daha tutarlı sonuçlar elde edilebileceği yorumu yapılabilir.

Sonuç olarak daha önce yapılan bazı çalışmalarda, mevcut sağ ventrikül ölçüm protokolleri ile yapılan ölçümlerde, gözlemci içi ve gözlemciler arasında %60'a varan farklılıklar olduğu tespit edilmiştir (14). Yapılan birçok çalışmada aksiyel kesitlerden yapılan ölçümlerin gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumu daha yüksek bulunmuştur (6, 7, 11) Bununla birlikte bazı kliniklerde SA üzerinden ölçümlere devam edilmektedir (11, 20, 21, 23). Sonuç olarak RV hacim ölçümü için en doğru veri sağlayan metodun hangisi olduğu netleşmemiştir. Bununla birlikte, RV gerçek hacimlerini KMRG'den daha güvenilir şekilde ölçebilen ve bazal veri sağlayabilecek in vivo metod bulunmamaktadır (7, 11). Bu bilgiler ışığında sağ kalp fonksiyonlarının değerlendirilmesinde, KMRG'de ölçüm için kullanılan görüntülerin oryantasyonu ile ilgili yapılacak önem taşımaktadır. Daha doğru ölçümlerin elde edebildiği ve deneyim etkisinin daha az olduğu uygun görüntü planını tespit edebilmek için bu planlar hakkında fikir sağlayan çalışmalara ihtiyaç vardır.

Sağ ventrikül boyutları ve fonksiyonu açısından yayınlanan normal değerler kısa aks oryantasyonundaki görüntülerden elde edilmiştir. Aksiyel oryantasyondaki görüntülerden elde edilen RV hacim verileri yetersizdir (40). SA oryantasyonundan elde edilen RV referans değerleri aksiyel oryantasyona uygulanamamaktadır. Bu nedenle bu konuda yapılacak çalışmalar da ortak bir veri havuzu oluşturmak için gereklidir.

## **5.1. ÇALIŞMANIN SINIRLAMALARI**

Çalışmanın popülasyonu, herhangi bir klinik tanı/ön tanı ile hastaneye başvurmuş hasta grubundan oluşmakta olup spesifik tanıya yönelik karşılaştırma yapılamamıştır; yani hasta grubu heterojendir. Çalışmaya dahil olan hasta sayısı görece azdır. Çalışmaya dahil edilen hastaların büyük bir kısmında pulmoner arter

akım görüntüleri ve dolayısı ile akım ölçümleri bulunmadığı için pulmoner arter ileri akımını altın standart kabul ederek yaptığımız SV karşılaştırmasına dahil olan hasta sayısı sınırlıydı.

Çalışmamızda trabeküla ve papiller kasları ventriküler kaviteye dahil etmenin hacim ölçümleri üzerine etkisi değerlendirilememiştir ve gözlemci içi uyuma bakılmamıştır.



## 6. SONUÇ

RV hacim ve fonksiyon ölçümleri, konjenital kalp hastalıklarının, ARVC ve pulmoner hipertansiyonun tanısında ve uzun dönem takibinde önem teşkil etmektedir. RV fonksiyonu için aksiyel planda yapılan ölçümlerin uyumu ve tekrarlanabilirliği daha yüksek olması nedeni ile klinik ölçümler aksiyel planda gerçekleştirilmektedir. RV fonksiyonları üzerine yapılan çoğu çalışma aksiyel plan üzerinden ölçüm yapılmasını desteklemektedir. Bizim çalışmamızda da pulmoner arter akımı ile korele edildiğinde aksiyel ölçümlerin hem deneyimli hem deneyimsiz gözlemci için uyumu daha yüksek bulunmuştur. RV görüntüleme, ideal oryantasyonun belirlenmesi ve endokardiyal kontürleri çizmek için net kriterlerin belirlenmesi, RV ölçümlerinin daha uyumlu ve tekrar edilebilir olmasına olanak sağlayacaktır.

## 7. KAYNAKLAR

1. Wong, N.D.J.N.R.C., *Epidemiological studies of CHD and the evolution of preventive cardiology*. 2014. **11** (5): p. 276.
2. Benjamin, E.J., et al., *American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee*. 2017. **135** (10): p. e146-e603.
3. Schocken, D.D., et al., *Prevalence and mortality rate of congestive heart failure in the United States*. *J Am Coll Cardiol*, 1992. **20** (2): p. 301-6.
4. Hazirolan, T., et al., *Comparison of short and long axis methods in cardiac MR imaging and echocardiography for left ventricular function*. *Diagn Interv Radiol*, 2007. **13** (1): p. 33-8.
5. Yamamuro, M., et al., *Cardiac functional analysis with multi-detector row CT and segmental reconstruction algorithm: comparison with echocardiography, SPECT, and MR imaging*. *Radiology*, 2005. **234** (2): p. 381-90.
6. Alfakih, K., et al., *Comparison of right ventricular volume measurements between axial and short axis orientation using steady-state free precession magnetic resonance imaging*. 2003. **18** (1): p. 25-32.
7. Fratz, S., et al., *Comparison of accuracy of axial slices versus short-axis slices for measuring ventricular volumes by cardiac magnetic resonance in patients with corrected tetralogy of fallot*. *Am J Cardiol*, 2009. **103** (12): p. 1764-9.
8. Deanfield, J., et al., *Management of grown up congenital heart disease*. *Eur Heart J*, 2003. **24** (11): p. 1035-84.
9. Pattynama, P.M., et al., *Reproducibility of MRI-derived measurements of right ventricular volumes and myocardial mass*. *Magn Reson Imaging*, 1995. **13** (1): p. 53-63.
10. Sakuma, H., et al., *Evaluation of left ventricular volume and mass with breath-hold cine MR imaging*. *Radiology*, 1993. **188** (2): p. 377-80.
11. Clarke, C.J., et al., *Assessment of the accuracy and reproducibility of RV volume measurements by CMR in congenital heart disease*. *JACC Cardiovasc Imaging*, 2012. **5** (1): p. 28-37.

12. Maceira, A.M., et al., *Reference right ventricular systolic and diastolic function normalized to age, gender and body surface area from steady-state free precession cardiovascular magnetic resonance*. Eur Heart J, 2006. **27** (23): p. 2879-88.
13. Keenan, N.G. and D.J. Pennell, *CMR of ventricular function*. Echocardiography, 2007. **24** (2): p. 185-93.
14. Prakken, N.H., et al., *Cardiac MRI: standardized right and left ventricular quantification by briefly coaching inexperienced personnel*. 2008. **1**: p. 104-111.
15. van der Bom, T., et al., *Evaluating the systemic right ventricle by cardiovascular magnetic resonance: short axis or axial slices?* Congenit Heart Dis, 2015. **10** (1): p. 69-77.
16. Jimenez-Juan, L., et al., *Assessment of right ventricular volumes and function using cardiovascular magnetic resonance cine imaging after atrial redirection surgery for complete transposition of the great arteries*. Int J Cardiovasc Imaging, 2013. **29** (2): p. 335-42.
17. Thiele, H., et al., *Functional cardiac MR imaging with steady-state free precession (SSFP) significantly improves endocardial border delineation without contrast agents*. J Magn Reson Imaging, 2001. **14** (4): p. 362-7.
18. Carr, J.C., et al., *Cine MR angiography of the heart with segmented true fast imaging with steady-state precession*. Radiology, 2001. **219** (3): p. 828-34.
19. Barkhausen, J., et al., *MR evaluation of ventricular function: true fast imaging with steady-state precession versus fast low-angle shot cine MR imaging: feasibility study*. Radiology, 2001. **219** (1): p. 264-9.
20. Mooij, C.F., et al., *Reproducibility of MRI measurements of right ventricular size and function in patients with normal and dilated ventricles*. J Magn Reson Imaging, 2008. **28** (1): p. 67-73.
21. Luijnenburg, S.E., et al., *Intra-observer and interobserver variability of biventricular function, volumes and mass in patients with congenital heart disease measured by CMR imaging*. Int J Cardiovasc Imaging, 2010. **26** (1): p. 57-64.

22. Samyn, M.M., et al., *Range of ventricular dimensions and function by steady-state free precession cine MRI in repaired tetralogy of Fallot: right ventricular outflow tract patch vs. conduit repair*. J Magn Reson Imaging, 2007. **26** (4): p. 934-40.
23. Buechel, E.V., et al., *Normal right- and left ventricular volumes and myocardial mass in children measured by steady state free precession cardiovascular magnetic resonance*. J Cardiovasc Magn Reson, 2009. **11**: p. 19.
24. Jeltsch, M., et al., *Evaluation of accordance of magnetic resonance volumetric and flow measurements in determining ventricular stroke volume in cardiac patients*. Acta Radiol, 2008. **49** (5): p. 530-9.
25. Duran, C., *Kardiyak Anatomi ve Tuzaklar*. 30. Ulusal Radyoloji Kongresi 4-9 Kasım 2009 Antalya/Türkiye 2019.
26. Moore, K.L., A.M. Agur, and A.F. Dalley, *Essential clinical anatomy*. Vol. 469. 2002: Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia.
27. Moore, K.L., et al., *Temel klinik anatomi*. 2006: Güneş Kitabevi.
28. Yıldırım, M., *İnsan Anatomisi 2*. Nobel Tıp Kitapevi 1. baskı İstanbul, 2006.
29. Iaizzo, P.A., *Handbook of cardiac anatomy, physiology, and devices*. 2009: Springer Science & Business Media.
30. Rourke, O., *Hurst's the heart*. 2006: Tata McGraw-Hill Education.
31. Ginat, D.T., et al., *Cardiac imaging: Part 1, MR pulse sequences, imaging planes, and basic anatomy*. 2011. **197** (4): p. 808-815.
32. J, B. and D. S, *Clinical Cardiac MRI*. New York, NY: Springer-Verlag, 2005.
33. Boxt, L.M.J.R., *From the RSNA refresher courses: cardiac MR imaging: a guide for the beginner*. 1999. **19** (4): p. 1009-1025.
34. Mohrman, D.E. and L.J. Heller, *Cardiovascular Physiology, 5th Ed. McGraw-Hill*. 2003.
35. Netter, F.H., *Atlas of Human Anatomy E-Book*. 2017: Elsevier Health Sciences.



36. Oh, J.K., *The Echo Manual Türkçe Çeviri: Kozan Ö. 3. Baskı* Ankara. 2009: Nobel Tıp Kitabevi.
37. Guyton, A. and J. Hall, *Textbook of medical physiology, 11th.* 2006, Elsevier Inc.
38. Prof. Dr. Çetin Erol, D.D.M.Ö., *Klinik ekokardiyografi ve diğer görüntüleme yöntemleri.* 2007: MN Medikal, Nobel Basım Yayın, Nobel Tıp Kitabevleri.
39. Tortora, G.J. and B.H. Derrickson, *Principles of anatomy and physiology.* 2008: John Wiley & Sons.
40. D'Errico, L., et al., *Effects of slice orientation on reproducibility of sequential assessment of right ventricular volumes and ejection fraction: short-axis vs transverse SSFP cine cardiovascular magnetic resonance.* 2016. **18** (1): p. 60.
41. Frist, W.H., et al., *MRI complements standard assessment of right ventricular function after lung transplantation.* Ann Thorac Surg, 1995. **60** (2): p. 268-71.
42. Marcus, F., et al., *Pitfalls in the diagnosis of arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy/dysplasia.* 2010. **105** (7): p. 1036-1039.
43. Moulton, M.J., et al., *Magnetic resonance imaging provides evidence for remodeling of the right ventricle after single-lung transplantation for pulmonary hypertension.* Circulation, 1996. **94** (9 Suppl): p. Ii312-9.
44. Kilner, P.J., et al., *Recommendations for cardiovascular magnetic resonance in adults with congenital heart disease from the respective working groups of the European Society of Cardiology.* 2010. **31** (7): p. 794-805.
45. Goetschalckx, K., F. Rademakers, and J.J.C.o.i.c. Bogaert, *Right ventricular function by MRI.* 2010. **25** (5): p. 451-455.
46. Swift, A.J., et al., *Longitudinal and transverse right ventricular function in pulmonary hypertension: cardiovascular magnetic resonance imaging study from the ASPIRE registry.* 2015. **5** (3): p. 557-564.
47. van Wolferen, S.A., et al., *Prognostic value of right ventricular mass, volume, and function in idiopathic pulmonary arterial hypertension.* 2007. **28** (10): p. 1250-1257.

48. van de Veerdonk, M.C., et al., *Progressive right ventricular dysfunction in patients with pulmonary arterial hypertension responding to therapy*. 2011. **58** (24): p. 2511-2519.
49. Mehta, S.R., et al., *Impact of right ventricular involvement on mortality and morbidity in patients with inferior myocardial infarction*. 2001. **37** (1): p. 37-43.
50. Zornoff, L.A., et al., *Right ventricular dysfunction and risk of heart failure and mortality after myocardial infarction*. 2002. **39** (9): p. 1450-1455.
51. Galea, N., et al., *Right ventricular cardiovascular magnetic resonance imaging: normal anatomy and spectrum of pathological findings*. Insights Imaging, 2013. **4** (2): p. 213-23.
52. Oyar, O. and U.K. Gülsoy, *Tıbbi görüntüleme fiziği*. 2003: SDÜ Tıp Fakültesi.
53. Scholtz, L., Z. Lockhat, and A.J.C.j.o.A. Sarkin, *Current clinical applications of cardiovascular magnetic resonance imaging*. 2014. **25** (4): p. 185.
54. Tseng, W.-Y.I., M.-Y.M. Su, and Y.-H.E.J.A.C.S. Tseng, *Introduction to cardiovascular magnetic resonance: technical principles and clinical applications*. 2016. **32** (2): p. 129.
55. Pennell, D.J., et al., *Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR): Consensus Panel report*. 2004. **6** (4): p. 727-765.
56. Helbing, W.A., et al., *Quantification of right ventricular function with magnetic resonance imaging in children with normal hearts and with congenital heart disease*. Am Heart J, 1995. **130** (4): p. 828-37.
57. Moon, J., et al., *Detection of apical hypertrophic cardiomyopathy by cardiovascular magnetic resonance in patients with non-diagnostic echocardiography*. 2004. **90** (6): p. 645-649.
58. Moon, J.C., et al., *Toward clinical risk assessment in hypertrophic cardiomyopathy with gadolinium cardiovascular magnetic resonance*. 2003. **41** (9): p. 1561-1567.
59. Mahrholdt, H., et al., *Delayed enhancement cardiovascular magnetic resonance assessment of non-ischaemic cardiomyopathies*. 2005. **26** (15): p. 1461-1474.

60. Marcu, C.B., A.M. Beek, and A.C. van Rossum, *Clinical applications of cardiovascular magnetic resonance imaging*. Cmaj, 2006. **175** (8): p. 911-7.
61. Bandettini, W.P. and A.E. Arai, *Advances in clinical applications of cardiovascular magnetic resonance imaging*. Heart, 2008. **94** (11): p. 1485-95.
62. Levine, G.N., et al., *Safety of magnetic resonance imaging in patients with cardiovascular devices: an American Heart Association scientific statement from the Committee on Diagnostic and Interventional Cardiac Catheterization, Council on Clinical Cardiology, and the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention: endorsed by the American College of Cardiology Foundation, the North American Society for Cardiac Imaging, and the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance*. Circulation, 2007. **116** (24): p. 2878-91.
63. Fathala, A.L., *Cardiac magnetic resonance imaging: A teaching atlas with emphasizing current clinical indications*. J Saudi Heart Assoc, 2011. **23** (4): p. 255-66.
64. Nacif, M.S., et al., *Cardiac magnetic resonance and its anatomical planes: how do I do it?* Arq Bras Cardiol, 2010. **95** (6): p. 756-63.
65. Forbat, S.M., et al., *Rapid assessment of left ventricular volume by short axis cine MRI*. Br J Radiol, 1996. **69** (819): p. 221-5.
66. Kim, H.W., I. Klem, and R.J. Kim, *Detection of myocardial ischemia by stress perfusion cardiovascular magnetic resonance*. Cardiol Clin, 2007. **25** (1): p. 57-70, vi.
67. J.E., T., *Kardiyovasküler Manyetik Rezonans Görüntüleme*. James Thomas.Güneş Tıp Kitabevi Ltd.Şti Textbook of Cardiovascular Medicine 2008. 897-930.
68. Finn, J.P., et al., *Cardiac MR imaging: state of the technology*. Radiology, 2006. **241** (2): p. 338-54.
69. M, E., *Elmalı M, Kardiyak görüntüleme radyolojik yöntemler, hasta hazırlığı ve değerlendirme*. 30. Ulusal Radyoloji Kongresi 4-9 Kasım 2009 Antalya/Türkiye.
70. Lin, E.C. *Cardiac MRI, Technical Aspects Primer*.

71. Bland, J.M. and D.G. Altman, *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement*. Lancet, 1986. **1** (8476): p. 307-10.
72. Sechtem, U., et al., *Measurement of right and left ventricular volumes in healthy individuals with cine MR imaging*. Radiology, 1987. **163** (3): p. 697-702.
73. Mogelvang, J., et al., *Evaluation of right ventricular volumes measured by magnetic resonance imaging*. Eur Heart J, 1988. **9** (5): p. 529-33.
74. Kramer, C.M., et al., *Standardized cardiovascular magnetic resonance (CMR) protocols 2013 update*. J Cardiovasc Magn Reson, 2013. **15**: p. 91.
75. Schulz-Menger, J., et al., *Standardized image interpretation and post processing in cardiovascular magnetic resonance: Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) board of trustees task force on standardized post processing*. J Cardiovasc Magn Reson, 2013. **15**: p. 35.
76. James, S.H., et al., *Accuracy of right and left ventricular functional assessment by short-axis vs axial cine steady-state free-precession magnetic resonance imaging: inpatient correlation with main pulmonary artery and ascending aorta phase-contrast flow measurements*. 2013. **64** (3): p. 213-219.