

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**FONKSİYONEL KARDİYAK MANYETİK  
REZONANS GÖRÜNTÜLEME:  
EKOKARDİYOĞRAFİ BULGULARI İLE  
KARŞILAŞTIRMALI DEĞERLENDİRME**

**DR DENİZ TURGUT**

**TEZ DANIŞMANI  
PROF. DR. ERKAN YILMAZ**

**UZMANLIK TEZİ**

**İZMİR-2009**

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**FONKSİYONEL KARDİYAK MANYETİK  
REZONANS GÖRÜNTÜLEME:  
EKOKARDİYOGRAFI BULGULARI İLE  
KARŞILAŞTIRMALI DEĞERLENDİRME**

**DR DENİZ TURGUT**

**TEZ DANIŞMANI  
PROF. DR. ERKAN YILMAZ**

**UZMANLIK TEZİ**

**İZMİR-2009**

## İÇİNDEKİLER

<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	<b>I</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>II</b>
<b>KISALTMALAR</b> .....	<b>III</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>1</b>
<b>SUMMARY</b> .....	<b>2</b>
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>3</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>5</b>
2-1- Kardiyak anatomi ve fizyoloji .....	5
2-2-1 Ekokardiyografi: Temel prensipler ve uygulamalar .....	13
2-2-2. Ekokardiyografi pencereleri .....	13
2-2-3. Eko teknikleri.....	15
2-2-4. Sol ventrikül sistolik fonksiyonlarının değerlendirilmesi .....	17
2-2-5. Sol ventrikül diyastolik fonksiyonunun değerlendirilmesi.....	19
2-2-6. Kapakların değerlendirilmesi.....	21
2-3-1. Manyetik rezonans görüntülemenin prensipleri ve kardiyovasküler manyetik rezonans (KMR) uygulamaları.....	28
2-3-2. MRG’de sinyal oluşumu .....	29
2-3-3. Spin eko (SE) sekansı.....	30
2-3-4. Gradyent eko (GE) sekansı.....	30
2-3-5. Balanced FFE.....	31
2-3-6. Faz kontrast görüntüleme .....	32
2-4-1. Kardiyak MRG ile fonksiyonel değerlendirme .....	33
2-4-2. Kardiyak MRG ile kalp kapaklarının değerlendirilmesi .....	35
2-4-2-1. Kalp kapaklarında yetmezlik değerlendirilmesi .....	35
2-4-2-2. Kalp kapaklarında darlık değerlendirilmesi .....	39
2.5. Kardiyak görüntülemeyi etkileyen başlıca artefaktlar .....	41
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM</b> .....	<b>44</b>
<b>4. BULGULAR</b> .....	<b>49</b>
<b>5. OLGU ÖRNEKLERİ</b> .....	<b>60</b>
<b>6. TARTISMA</b> .....	<b>70</b>
<b>7. SONUÇ</b> .....	<b>84</b>
<b>8. KAYNAKLAR</b> .....	<b>85</b>
<b>9. EK-1</b> .....	<b>95</b>

## TABLO LİSTESİ

- Tablo 1: SV diastolik fonksiyonun mitral akımdan elde edilen göstergelerinin yaşa ve cinsiyete göre normal değerleri
- Tablo 2: Mitral darlığı derecelendirilmesi
- Tablo 3: Doppler ekokardiyografik değerlendirmede AD şiddetinin belirlenmesi
- Tablo 4: Balanced FFE sekansı görüntüleme parametreleri
- Tablo 5: Phase-contrast sekansı görüntüleme parametreleri
- Tablo 6: Sol ventrikül sistolik çap ölçümünde ekokardiyografi ile kardiyak MRG ölçümlerinin karşılaştırılması
- Tablo 7: Sol ventrikül diastolik çap ölçümünde ekokardiyografi ile kardiyak MRG ölçümlerinin karşılaştırılması
- Tablo 8: İnterventriküler septum kalınlığı ölçümünde ekokardiyografi ile kardiyak MRG ölçümlerinin karşılaştırılması
- Tablo 9: Sol ventrikül posterior duvar kalınlığı ölçümünde ekokardiyografi ile kardiyak MRG ölçümlerinin karşılaştırılması
- Tablo 10: Sol atriyum çapı ölçümünde ekokardiyografi ile kardiyak MRG ölçümlerinin karşılaştırılması
- Tablo 11: Aort kökü çap ölçümünde ekokardiyografi ile kardiyak MRG ölçümlerinin karşılaştırılması
- Tablo 12: Sağ ventrikül çapı ölçümünde ekokardiyografi ile KMRG ölçümlerinin karşılaştırılması
- Tablo 13: Sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu ölçümünde ekokardiyografi ile KMRG ölçümlerinin karşılaştırılması
- Tablo 14: Kardiyak MRG'nin mitral yetmezliği belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri
- Tablo 15: Kardiyak MRG'nin mitral darlığı belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri
- Tablo 16: Mitral kapaklar düzeyinde E dalgası hızı ölçümünde eko ile KMRG ölçümlerinin karşılaştırılması
- Tablo 17: Mitral kapaklar düzeyinde A dalgası hızı ölçümünde eko ile KMRG ölçümlerinin karşılaştırılması
- Tablo 18: Kardiyak MRG'nin aort yetmezliğini belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri
- Tablo 19: Kardiyak MRG'nin aort darlığını belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri
- Tablo 20: Aort kapağı düzeyinde akım hız ölçümünde eko ile KMRG ölçümlerinin karşılaştırılması
- Tablo 21: Kardiyak MRG'nin triküspit yetmezliğini belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri
- Tablo 21: Kardiyak MRG'nin sol ventrikül diastolik disfonksiyonunu belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri

## ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1: Kalp anatomisi

Şekil 2 : Bipolar gradientlerin pozitif ve negatif yönde uygulanması

Şekil 3: Sol ventrikül kardiyak MRG görüntü planları

Şekil 4: Kısa eksen görüntülerde ventriküler endokardiyal ve epikardiyal sınırlar (Simpson metodu)

Şekil 5: Aort yetmezliğinde (a) ve mitral yetmezliğinde (b) türbülant akıma bağlı sinyal kaybı

Şekil 6: Faz kontrast görüntüleme ile kapakların değerlendirilmesi

Şekil 7: Aort kapağı altında sol ventrikül outflow trakt (LVOT) ve kapağın üstünde aortadan hız ölçümleri

Şekil 8: SSFP sine kardiyak MRG. Üst sıra: Siyah akım artefaktı içeren görüntüler.

Alt sıra: Aynı kardiyak fazda siyah akım artefaktı giderilmiş görüntüler

Şekil 9: Akım içermeyen fantomla yapılan faz kontrast MRG. Girdap akımlarına bağlı oluşan faz şifti

Şekil 10: Parasternal uzun aks görüntüde sol ventrikül ölçümleri

## **KISALTMALAR**

KMRG: Kardiyak manyetik rezonans görüntüleme  
Eko: Ekokardiyografi  
EF: Ejeksiyon fraksiyonu  
ALEF: Alan uzunluk ejeksiyon fraksiyon  
MD: Mitral darlık  
MY: Mitral yetmezlik  
AD: Aort darlığı  
AY: Aort yetmezliği  
TD: Triküspit darlığı  
TY: Triküspit yetmezliği  
MKA: Mitral kapak alanı  
PHT: Basınç yarılanma zamanı  
RF: Radyofrekans  
SE: Spin eko  
GRE: Gradient eko  
SSFP: Steady state free precession  
ROI: İlgilenilen alan  
FOV: Field of view  
LVOT: Sol ventrikül outflow trakt  
LVSD: Sol ventrikül sistolik çap  
LVDD: Sol ventrikül diyastolik çap  
LAd: Sol atriyum çapı  
IVSD: İnterventriküler septum kalınlığı  
RVd: Sağ ventrikül çapı  
DD: Diyastolik disfonksiyon  
SD: standart deviasyon

## TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın her aşamasında destek olan tez danışmanım **Sn. Prof. Dr. Erkan Yılmaz**'a, klinik **Sn. Doç. Dr. Bahri Akdeniz**, **Sn. Dr. Erdem Özel** ve **Sn. Dr. Abdurrahman Aslan**'a, istatistiksel değerlendirmedeki yardımlarından dolayı **Sn. Uzm. Dr. Hülya Ellidokuz**'a şükranlarımı sunarım.

Bu fırsatla, uzmanlık eğitimim boyunca yetişmem için bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım Anabilim Dalı başkanımız **Sn. Prof. Dr. Oğuz Dicle** başta olmak üzere, tüm DEÜTF Radyoloji Anabilim Dalı öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma ve radyoloji çalışanlarına teşekkür ederim.

Bana her konuda desteklerini esirmeyen ve yanımda olan aileme teşekkür ederim.

Dr. Deniz Turgut

İZMİR /2009

## 1- ÖZET

**GİRİŞ VE AMAÇ:** Ekokardiyografi ve kardiyak MRG sonuçlarını karşılaştırarak, kalbin değerlendirilmesinde MRG'nin etkinliğinin belirlenmesi ve ekokardiyografiye alternatif bir yöntem olup olmadığının saptanması amaçlanmıştır.

**GEREÇ VE YÖNTEM:** Ekim 2008 ile Ağustos 2009 tarihleri arasında ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri yapılmış 38 hasta retrospektif olarak değerlendirilerek her iki tetkik sonuçları karşılaştırıldı. Kardiyak MRG incelemesinde SSFP sekansı ile sol ventrikül fonksiyonu, kalp odacık boyutları ve miyokardiyal duvar kalınlık ölçümleri ve sine faz kontrast sekansı ile kalp kapaklarının değerlendirilmesi yapıldı. Her iki yöntemin sonuçlarının istatistiksel karşılaştırılması için Paired-Samples T, Pearson korelasyon, McNemar ve Kappa testleri uygulandı.

**BULGULAR:** Sol ventrikül sistolik ,sol atriyum sistolik , aort kökü ve sağ ventrikül diyastolik boyut ölçümlerinde her iki tetkik arasında anlamlı istatistiksel fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). Sol ventrikül diyastolik boyut, interventriküler septum kalınlığı ve posterior duvar kalınlığı ölçümleri arasında anlamlı istatistiksel fark saptandı arasında çok iyi ( $r=0,795$ ,  $r= 0,798$ ) ve iyi ( $r=0,536$ ) derecede korelasyon mevcuttu. Bulunan EF değerleri açısından her iki tetkik arasında mükemmel derecede uyum vardı (  $r= 0, 80$ ,  $p<0,01$ ). Sol ventriküler diyastolik disfonksiyonu belirlemede mükemmel derecede uyum görüldü ( $K=0,860$ ). İki tetkik arasında, mitral yetmezlik için iyi ( $K=0,660$ ), mitral stenoz için zayıf ( $K=0,370$ ), aort yetmezliği için orta ( $K=0,504$ ), aort darlığı için mükemmel ( $K=1,0$ ) ve triküspit yetmezliği için zayıf ( $K=0,270$ ) derecede uyum izlendi. Mitral kapak düzeyinden ölçülen E ve A dalgalarının hız değerleri açısından zayıf-orta ( $K=0,435$ )( $K=0,493$ ) derecede, aort kapağı düzeyinde ölçülen hız değerleri açısından her iki tetkik arasında çok iyi ( $K=0,778$ ) derecede uyum izlendi.

**SONUÇ:** Kalbin değerlendirilmesinde ekokardiyografi ve kardiyak MRG sonuçları arasında iyi bir uyum görülmektedir. Ekokardiyografi uygulanabilirliği kolay ve maliyeti düşük bir inceleme yöntemi olsa da, ekokardiyografinin değerlendirilmesinde güçlük çekilen hastalarda kardiyak MRG iyi bir alternatif tetkik olarak gözükmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Kardiyak MRG, fonksiyonel değerlendirme, ekokardiyografi



## **SUMMARY**

**PURPOSE:** This study is designed to test the effectiveness of cardiac magnetic resonance imaging (CMR) in evaluating heart as an alternative method to echocardiography.

**MATERIALS AND METHODS:** From October 2008 to August 2009, 38 patients who underwent echocardiography and CMR were retrospectively evaluated. Cine SSFP sequence was used to calculate EF, ventricular and atrial measurements and wall thickness of left ventricle (LV). Velocity and flow information in the aortic, mitral and tricuspid valves were obtained by using velocity-encoded CMR. Paired-Samples T, Pearson's correlation coefficient, McNemar and Kappa tests were used to compare between CMR and echocardiography outcomes.

**RESULTS:** There were no significant differences between echo and CMR for LV inner diameter in end-systole, LA diameter end-systolic, aortic root diameter and RV inner diameter in end-diastole (for all,  $p > 0,05$ ). Measurements of LV inner diameter in end-diastole, septal wall and posterior wall thickness in end-systole showed a good correlation with CMR and echo ( $r = 0,795$ ,  $r = 0,798$ ,  $r = 0,536$ ). EF estimated with CMR showed perfect correlation with EF estimated by using echo ( $r = 0,80$ ,  $p < 0,01$ ). Our results had a good correlation between two methods in terms of diastolic dysfunction. When compared with echocardiography, CMR revealed good ( $\kappa = 0,660$ ), poor ( $\kappa = 0,370$ ), moderate ( $\kappa = 0,504$ ), very good ( $\kappa = 1,0$ ) and poor ( $\kappa = 0,270$ ) correlations for mitral regurgitation, mitral stenosis, aortic regurgitation, aortic stenosis and tricuspid regurgitation, respectively. Peak E and peak A velocities in the mitral inflow measured by both two methods showed moderate correlation with  $\kappa$  values of 0,435 and 0,493. A highly good accordance between the two methods in terms of the measurements of peak velocity in aortic valve ( $\kappa = 0,778$ ).

**CONCLUSION:** We found that there is a good correlation and agreement between CMR and echocardiography in evaluating heart. Although echocardiograph is widely available, relatively low cost and portable, CMR can be used an alternative method to echocardiography especially for acusticly poor patients.

**Key Words:** Cardiac MRI, functional analysis, echocardiography

## 1- GİRİŞ VE AMAÇ

Kalp hastalıkları tüm dünyada ölümlerin en sık sebebinin oluşturmaktadır (1). Bu nedenle kalp hastalıklarının tanı ve tedavisine yönelik yoğun çalışmalar devam etmektedir. MRG’de görüntüleme hızı, imaj kalitesi ve güvenilirliği konusunda son yıllardaki gelişmeler kardiyak incelemenin klinik uygulamadaki yerini arttırmaktadır.

Kalp hastalıklarının çoğunda kardiyak output azalmaktadır. Kalp yetmezliği başlıca nedenleri arasında iskemik kalp hastalığı, miyokarditler, primer myokard hastalıkları, hipertansiyon, kapak hastalıkları ve perikardiyal hastalıklar bulunmaktadır. Kalp yetmezliğinin en önemli nedeni ise koroner arter hastalığıdır. Kalp yetmezliğinin kronik döneminde ventrikül şekil, boyut ve duvar kalınlığında değişiklikler meydana gelmektedir. Ventriküler yeniden şekillenme (remodeling) adı verilen bu süreçte ventriküler disfonksiyon oluşmaktadır. Günümüzde kalp yetmezliğinin doğru tanısı ve altta yatan sistolik ve/veya diyastolik disfonksiyonun belirlenmesi giderek önem kazanmaktadır. Erken tanı ve bu hastalarda ventriküler fonksiyonun takibi tedavi seyrini değiştirmekte, mortalite ve morbiditeyi azaltmaktadır (1,2).

Gelişmiş ülkelerde kapak hastalıklarının insidansı, iskemik kalp hastalığına göre düşük olmakla birlikte, önemli bir mortalite ve morbidite nedenidir. Kapak hastalıklarının nedenleri arasında genel olarak konjenital anomaliler, kapak dejenerasyonları, romatizmal kalp hastalığı, endokardit ve iskemik kalp hastalıkları yer almaktadır. Cerrahi müdahale gerekliliği hastanın semptomlarına, yetmezlik ya da stenozun derecesine ve ventrikül disfonksiyonun şiddetine bağlıdır (3).

Ekokardiyografi ventriküler fonksiyonun ve kapak hastalıklarının değerlendirilmesinde en yaygın kullanılan yöntemdir. Ucuz, noninvaziv, taşınabilir bir yöntem olması ve hızlı sonuç vermesi ekokardiyografinin en önemli avantajıdır. Buna karşın operatör bağımlı olup, bazı olgularda akustik pencere sınırlıdır. Akustik pencerenin yeterli olduğu olgularda dahi miyokardın inferobazal segmentlerinin

değerlendirilmesi güç olabilir. Ayrıca, ekokardiyografide ventriküler fonksiyonun ölçülmesi için kullanılan geometrik ölçümler normal ventriküllerdeki sonuçları etkilememesine karşın, "re-modeling"e uğrayan ventriküllerde hatalı sonuç verebilmektedir. Ekokardiyografinin aksine kardiyak MRG geometrik tahminlerden bağımsızdır ve tüm miyokard hakkında bilgi verir; bu nedenlerle kardiyak MRG'nin tanısal değeri daha yüksektir.

Kardiyak MRG uygulamalarında hızlı görüntüleme tekniklerinin ve kan akım ölçüm metodlarının geliştirilmesi ile fonksiyonel ve hemodinamik ölçümlerin yapılması mümkün hale gelmiştir. Son yapılan çalışmalarda kardiyak MRG, ekokardiyografiye alternatif veya tamamlayıcı bir teknik olarak görülmektedir. Kardiyak MRG üç boyutlu anatomik ve fonksiyonel bilgi sağlamaktadır. Noninvaziv, tekrar edilebilir, geometrik varsayımlardan bağımsız, radyasyon riski içermeyen ve tüm miyokard segmentlerinin değerlendirilebildiği bir tekniktir. Özellikle ventriküler fonksiyon değerlendirilmesinde ekokardiyografiye göre daha doğru veriler sağlamaktadır. Faz kontrast MRG incelemesi ile kapak veya vasküler yapılarıdaki akım profili değerlendirilebilmektedir. Böylece kantitatif ölçümler yapılarak renkli Doppler ekokardiyografi ile karşılaştırma yapmak mümkün olmaktadır.

Bu çalışmada, ekokardiyografi ile elde olunan verilerin kardiyak MRG bulguları ile karşılaştırılması sonucunda kardiyak MRG'nin etkinliğinin belirlenmesi ve ekokardiyografiye alternatif bir yöntem olup olmayacağını değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

## 2- GENEL BİLGİLER

### 2-1- Kardiyak anatomi ve fizyoloji

Kalp müsküler yapıda ve yaklaşık 250-350 gram ağırlığında bir organdır. Mediastende yerleşim göstermekte olup, diyaframın üzerindedir ve her iki yanında akciğer bulunur. İkinci interkostal aralıktan beşinci interkostal aralığa kadar sola doğru oblik uzanım göstermektedir. Geniş tabanı sağ omuza ve apeksi sol kalçaya bakar. Gençlerde kalp daha vertikal yerleşimli olup, diyafram ile daha az ilişkilidir. Yaş ilerledikçe kalp daha horizontal yerleşim gösterir ve apeks daha laterale lokalize olur ( 1). Kalpte dört odacık bulunur: inferior yerleşimli iki ventrikül ve süperior yerleşimli iki atrium. Longitudinal olarak fibröz interatrial ve müsküler interventriküler septum ile ikiye ayrılmıştır (4).

Kalp yüzeyinde genellikle epikardiyal yağ ile dolu ve içinde damarlar bulunan birçok oluk vardır. Atriyoventriküler oluk sağ koroner arter, sirkmflex arter ve koroner sinüsü içerir. Anterior interventriküler oluk, sol ve sağ ventrikül anterior bileşkesinde yer alır. Sol anterior desenden arter ve büyük kardiyak veni içerir. Posterior inteventrikler oluk, kalp inferoposterior yüzeyinde sağ ve sol ventrikül bileşkesinde yer alır. Posterior desenden arter ve orta kardiyak veni içerir. Küçük kardiyak ven kalbin sağ inferior yüzeyinde uzanır ve koroner sinüse boşalır (4,5).

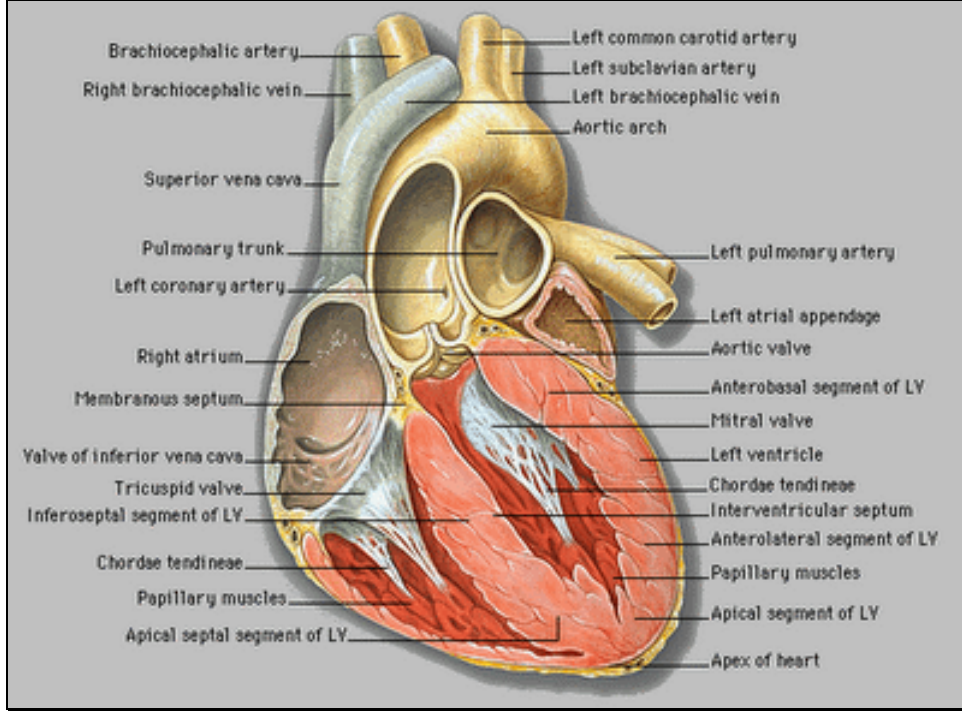
Kalp sağ bölümü inferior ve süperior vena kavalalar ile koroner sinüsten desatüre kanı alarak pulmoner dolaşıma pompalar. Sol bölümü dört pulmoner ven aracılığı ile oksijenize kanı alarak aorta ile sistemik dolaşıma pompalar. Sistol sırasında atriyoventriküler kapakların kapalı olması nedeni ile atriyumlar rezervuar görevi görür. Kapaklar açıldığında kanın ventriküllere doluşunu düzenler. Atriyumlara giren venlerde kapak olmadığından atriyum kontraksiyonu esnasında bir miktar kan bu venlere geri kaçış gösterir. Atriyumlarda sadece kanın atriyuma giriş kesimi düzdür. Aurikla ve anterior duvardaki müsküler demetler pektinat kaslar olarak adlandırılır.

Sağ atriyumda inferior vena kavanın orjini "Eustachian valv" olarak adlandırılan kanı inferior vena kavadan interatriyal septuma doğru yönlendirilen kalınlaşma bulunur. Fetal hayatta kan bu şekilde interatriyal septumdaki foramen ovaleye yönlendirilir. Sağ atriyumun üst kesimlerinde "Eustachian valve" ile devamlılık göstern Chiari ağı tüm atriyumu kaplar ve bu kesimler trombüs veya vejetasyon olarak değerlendirilmemelidir (5). Sağ atriyumun posterior yüzeyinde krista terminalis atriyumun düz yapılı giriş kesimi ile belirgin trabeküler yapılı aurikülayı birbirinden ayırır. Sol atriyum kanı dört pulmoner venden alır. Sol atriyumun aurikulası sağ atriyumdan daha küçük orifise sahiptir (4,5).

Pulmoner dolaşım ile sistemik dolaşım arasındaki basınç farkı fazla olduğundan sağ ve sol kalp bölümleri arasında belirgin iş yükü farkı vardır. Bu nedenle sağ ventrikül duvarı daha incedir. Sağ ventrikül duvar kalınlığı 2-3 mm iken sol ventrikül duvar kalınlığı 9 mm'ye yakındır (4,5).

Sağ ventrikül uzun eksenine göre oblik yerleşimli ve epikardiyumdan endokardiyuma doğru -160 derecelik dönüş yapan kas liflerinden oluşmuş ince duvarlı trabeküler yapılıdır. Sağ ventrikül, sol ventriküle sarılmış şekildedir. Normal erişkinde sağ ventrikül duvar kalınlığı genelde 6 mm'yi geçmez. Sistol sırasında sol ventrikül içi basıncı sağdakinden büyük olduğundan interventriküler septum sağ ventrikül içine doğru taşma gösterir. Sağ ventrikül, interventriküler septum apikal kesiminden sağ ventrikül anterior duvarına uzanan belirgin septomarjinal trabeküle sahip olup, en kalınına moderatör bant adı verilir (4). Sağ ventrikülde triküspit kapak septal yaprakçığı mitral kapağınkine göre daha apikal yerleşimlidir. Ayrıca sağ ventrikül, triküspit ve pulmoner kapakları birbirinden ayıran infundibulumu sahiptir. Hacim veya basınç yüklenmesi ile sağ ventrikülde dilatasyon ve sistolik disfonksiyon oluşur. Pulmoner hipertansiyon ve düzeltilmiş veya düzeltilmemiş transpozisyon sağ ventrikül disfonksiyonunun sık sebeplerindendir (5,6). Ayrıca koroner veya kapak hastalığına bağlı sol ventrikül disfonksiyonuna sıklıkla sağ ventrikül sistolik disfonksiyonu eşlik eder (5,6).

**Şekil 1: Kalp anatomisi**



Duvar gerimi (tension) kavite içindeki basınçla ve kavite çapıyla doğru orantılı, duvar kalınlığı ile ters orantılıdır. Ventriküllerin şekli ve kurvaturaları da gerim kuvvetinin belirlenmesinde rol oynar. Sol ventrikül ile sağ ventrikül yapısal farklılıkları iş yüklerinin sonucudur. Sol ventrikül daha büyük ardyükü (afterload) yenmek zorundadır ve sol ventriküler kavite içi basınç ejeksiyon öncesi aortik basıncı geçmek zorundadır. Dairesel kas grupları (miyokard orta kesim yerleşimli) kasılarak afterload yenilir. Aort basıncı ise daha oblik kas gruplarının kasılması, ventrikülün longitudinal kısalması ve endokardın içe hareketi ile yenilir. Sağ tarafta basınç yükü sola göre daha azdır. Bu yüzden sağ ventrikül ejeksiyonu daha erken başlar. Pulmoner kapak, aortik kapaktan daha erken açılır. Sağ ventrikülün kresentrik şeklinden dolayı basınç, duvar kalınlaşmasından çok longitudinal ekseninde gerçekleşir. Sağ tarafta ejeksiyona direnç daha az olduğundan kontraksiyon sola göre daha uzun süre devam eder. Bu yüzden pulmoner kapak aortik kapaktan daha sonra kapanır (6).

Kalbin myofibril yapısı karmaşıktır. Sol ventrikülde miyofibriler katlar sağ ventriküle göre daha belirgindir. Orta tabaka, sirküferensiyal (dairese) yapıdadır. Kısa eksen görüntülerde dairese oryantasyon gösterirler. Epikardiyal ve endokardiyal tabakalar ise birbirlerine zıt yönde olacak şekilde oblik oryantasyon gösterirler. Epikardiyal lifler kalp bazalinde sol, apekte sağ taraftadır. Endokardiyal lifler ise tam ters yöndedir ve kavite kenarlarında birçok kas demeti ventrikül uzun eksen boyunca seyrederek. Oblik liflerin ilk kasılması ile kalpte torsiyon veya burkulma hareketi gerçekleşir. Bu burkulma hareketi ejeksiyonda önemli rol oynar. Sol ventrikül torsiyonu ile apeks anteriora, göğüs ön duvarına doğru yükselir. Oblik ve longitudinal liflerin kasılması ile sistolde longitudinal eksende kısılma oluşur ve kalp bazal kesimi apekse doğru yer değiştirir. Kalp bazal kesimi diyastol sonu ile sistol sonu süresince apekse doğru yaklaşık 1 cm yer değiştirme gösterebilir. Kısa eksen kardiyak MRG'de diyastol sonunda kalp bazalinden geçen kesit, sistol sonunda kalp bazalinin yer değiştirmesi ile sol atriyumu gösterir (7).

Kalbin etrafını saran perikard ince fibröz bir zarıdır. İki tabakasından viseral parçası kalp yüzeyini sararken dış parçası akciğerler ve komşu diğer yapılarla ilişkilidir. Dış parça fibröz ve pariyetal seröz tabakalardan oluşur. Fibröz parça sıkı bağ dokudan oluşur ve kalbi diyafram gibi komşu organlara sabitler. Pariyetal seröz tabaka fibröz perikardın iç yüzünü oluşturur ve büyük damarlara yapışma yerlerinde katlanarak viseral parça ile devamlılık gösterir. İki tabaka arasında kalp hareketlerini kolaylaştırıcı sıvı bulunur. Epikardiyal ve perikardiyal kesimlerde bireylere göre değişen miktarlarda yağ bulunur. Atrioventriküler ve interventriküler oluklar yağın en çok bulunduğu kesimlerdir (7) .

Kalbin sağ ve sol kesimi gerek yapısal gerek fonksiyonel nedenlerle birbirlerine bağımlı olarak fonksiyon gösterirler. Bu durum akut veya kronik patolojik süreçlerde ve normal fizyolojik olaylarda önem kazanır. Düşük intrakaviter basınca ve daha ince duvara sahip oluşu nedeni ile sağ ventrikül kompresif strese daha duyarlıdır. Ventriküllerin birbirine bağımlı çalışması ile bazı süreçler kompanze edilebilir. Örneğin ekspiryum sırasında sağ kalbe doluş artarken, sol kalpte doluş azalır ve kan

pulmoner dolaşıma pompalanırken sol kalp doluş basıncı düşer. İnspiryumda ise tam tersi olarak intratorasik basınç artışı sol ventrikül 'afterload' unu arttırır (6,7).

Endokardiyum kalbin tüm iç yüzeyini sarar ve kapakları oluşturur. Trabekülasyona bağılı endokardiyal yüzey alanı oldukça geniştir. Endokardiyum kalbe kan getiren ve götüren damarların endotel tabakalarıyla devamlılık gösterir. Kalpte elektriksel uyarıyı sağılayan hücreler sinoatriyal ve atriyoventriküler nodda yoğun olarak bulunmasına rağmen, elektriksel impuls iletim sisteminin herhangi bir yerinden başlayabilir. Hücrelerin intrinsik impuls frekansı sinoatriyal nod, atriyoventriküler nod, his demeti ve purkinje sistemine doğru gidildikçe düşer. Kardiyak frekans parasempatik ve otoparempatik sistemin dengesi ile ayarlanır. Sinoatriyal nod sağı atriyumun arka duvarında süperior vena kavanın giriş yerinin hemen inferioru yerleşimlidir. Sinoatriyal noddan impulslar "gap-junction" lar aracılığıyla her iki atriyuma yayılır ve atriyal kontraksiyon gerçekleşir. Daha sonra impuls interatriyal septumun inferior kesiminden yaklaşık 150 msn gecikmeyle atriyoventriküler noda ulaşır. Böylece atriyum ve ventriküler kontraksiyon arasında optimal zamanlama ve koordinasyon oluşmuş olur. İmpuls atriyoventriküler noddan his demetine ve son olarak da purkinje sistemine dağılır. Normal bir kalpte aktivasyonun sinoatriyal nodda başlangıcı ile tüm ventriküler miyositlerin uyarımı yaklaşık 220 msn içinde gerçekleşir. En son aktive olan hücreler en kısa aktivasyon süresine sahip olduklarından, ilk önce onlar inaktive olurlar. Aktivasyon endokardiyal kesimden epikardiyal kesime doğru, inaktivasyon ise tam ters yöndedir. Kontraksiyon endokardiyumdan başlar ve epikardiyuma doğru ilerler. Ancak relaksasyon epikardiyumdan başlar. Ayrıca impuls yayılımı ventrikülde önce septumdan başlar daha sonra apekse ve serbest duvara doğru yayılır. En son ise bazal kesim uyarılır. Kalp kası hücreleri kısa, geniş dallanmış ve birbirine bağılı şekildedir. Bir ya da iki çekirdeğı sahiptir. Hücreleri çevreleyen zayıf bağı doku destek fibröz dokuya bağlanmayı sağılar. Kalp kası hücreleri interkale diskler aracılığı ile birbirine bağılıdır. Bu şekilde hücrelerde impuls dağılımı gerçekleşir ve sonuçta kalp tek bir kitle şeklinde kasılır (6).



Ventriküler kontraksiyonun başlamasıyla kavite içi basınç yükselir ve atriyoventriküler kapaklar kapanır. Papiller kasların duvardan önce kasılması nedeniyle ventriküler basınç nedeniyle atriyoventriküler kapakların atriya bomeleşmesi engellenir. İzovolümetrik kontraksiyon fazında hem atriyoventriküler hem de aortik ve pulmoner kapaklar kapalıdır. Kavite içi basınç giderek yükselerek aortik ve pulmoner basınca ulaşır. Bu fazda ventriküllerde kasılmaya bağlı şekil değişikliği oluşur. Kavite içindeki kan apikal bölgeden çıkış yoluna doğru yönlendirilir. Kavite içi basınç aortik ve pulmoner arter basıncını geçtiğinde aortik ve pulmoner kapaklar açılır ve ejeksiyon başlar. Ventriküller ejeksiyonun başlangıcından yaklaşık 100 msn sonra miyokard gevsemeye başlar. Akım aortik ve pulmoner arterde kompliyans nedeniyle devam eder. Ventriküler basınç aortik ve pulmoner arter basıncın altına düştüğünde akım durur ve kapaklar kapanır, izovolümetrik relaksasyon fazı başlar. Sol ventrikülün ters burkulma hareketi bu fazda olur ve longitudinal uzama gerçekleşir. Bu hareketin sonucunda mitral kapak sol atriya doğru yükselir. Mitral kapakta bu yer değiştirme ile kanın atriya dan ventrikül apeksine doğru etkili doluşu sağlanır. Daha sonra aktif relaksasyonun devam etmesiyle ventrikül içi basınç atriya basıncının altına düşer ve hızlı aktif doluş başlar. Bu esnada erken dolum fazında ventriküler relaksasyon devam etmektedir. Relaksasyon tamamlandıktan sonra da doluş devam eder ve ventrikül basıncı yükselmeye başlar. Atriya kontraksiyonu ile optimum doluş sağlanır. Normal istirahat durumunda ( 60 atım/dakikada ) bir kardiyak siklus yaklaşık 1000 msn. sürer. İzovolümetrik kontraksiyon fazı yaklaşık 30 msn, ejeksiyon 260 msn, izovolümetrik relaksasyon fazı 60 msn ve doluş fazı yaklaşık 650 msn sürer. Kalp hızı ve kontraktilite arttığında esas olarak doluş fazı kısalır (8).

Atriyoventriküler ile semiluner kapakların kapanması oskültasyonda duyulan kalp seslerini oluşturur. Birinci kalp sesi atriyoventriküler kapakların kapanması ile oluşur. İkinci kalp sesi semiluner kapakların kapanması ile oluşur. İspirasyon sırasında sağ kalp doluşu artar, sağ tarafta ejeksiyon uzar ve pulmoner kapak daha geç kapanır. İkinci kalp sesi bu yüzden ispirasyonda çift duyulabilir (6,8).

Laplace kanununa göre duvar gerilimi, kavite boyutu arttıkça büyür ve basınç arttıkça duvar incelir. Yük, ejeksiyon sırasında temel olarak kan basıncı seviyesine bağlıdır. Aort stenozu artmış sistolik yükün önemli nedenlerindedir. Artmış sistolik yüke örnek olarak nontransmural miyokard infarktındaki yetersiz kompanzatuvar hipertrofi ile birlikte gelişen dilatasyon verilebilir. Ventrikül şekil değişikliği de duvar gerim kuvvetini etkiler. Daha yuvarlak şekilli ventrikülde, normal şekildeki elipsoid ventriküle oranla duvar gerimi artmıştır. Doluş sırasında yük atriyumdaki basınç ile belirlenir. Ancak mitral kapak problemlerine bağlı akıma direnç veya sol ventrikülde doluşa karşı direnç de ventriküler doluş dinamiklerine etki eden faktörlerdir. Sol ventrikülün doluşa karşı direnç göstermesi, miyokardiyal relaksasyon oranına ve miyokardiyum esnekliğine bağlıdır. Kompliyansı azalmış miyokardiyum doluşa direnç gösterir. Bu durum yüksek doluş basıncına karşın düşük doluş hacmi ile sonuçlanır. Akım dinamikleri; izovolümetrik relaksasyon fazı süresi, mitral akım paterni, pulmoner ven akımı, atriyum ve ventriküllerin boyutları ile değerlendirilir. Genç sağlıklı kişilerde sol ventrikül kompliyansı yüksek, relaksasyon hızlı ve ventrikül doluşunun büyük kısmı erken dolum fazında olur. Yaşlanmayla birlikte doluş basınçları düşer, relaksasyon yavaşlar, izovolümetrik relaksasyon uzar, doluş hızları yavaşlar, atriyal doluş artar ancak ventriküler kompliyans normaldir. Hipertrofi ile birlikte sistolik yüklenme gerçekleşir. Yaşlanmaya benzer patern oluşur ancak ejeksiyon uzar ve relaksasyon yavaşlar. Eğer miyokardiyum kompliyansı fibrozis gibi nedenlerle azalırsa doluş basınçları yükselir, izovolümetrik relaksasyon fazı uzar. Yüksek hacimde doluşa direnç artacağından erken doluş hızı artar, atriyal kontraksiyon, doluş hızı ve miktarı düşer. Bu patern psödonormalizasyon olarak adlandırılır. Hastalık ilerledikçe relaksasyon yavaşlar. Son dönem restriktif hastalıkta artık dolum paterni geri dönüşümsüz olarak değişir. İskemik kalp hastalığı, dilate kardiyomyopati, hipertrofik kalp hastalığı gibi kardiyak problemlerin son döneminde restriktif sendrom oluşabilir (8).

İntrinsik kontraktilite Frank-Starling kanunuyla belirlenir: Belli sınırlar içinde daha fazla kas lifi gerilmesi daha çok gerim kuvvetiyle sonuçlanır. Sonuçta ventrikülün daha fazla doluş göstermesi ejeksiyonun daha güçlü olmasına, stroke

volümünün artmasına neden olur. İntrinsik kontraktilitenin diğer belirleyicisi kalp atım hızıdır. Stimulasyon hızı ile kontraktil kuvvet artar (staircase fenomeni). Normal olmayan miyokarda kalp hızı arttıkça kontraktilite düşer (negatif staircase fenomeni) . Ekstrinsik kontraktilite kas gücünden bağımsız kontraktil gücü ifade eder. Hücrel kalsiyum değişiminden bağımsızdır. Ekstrinsik kontraktilite, sempatik stimulasyon veya kanda dolaşan katekolamin miktarının artmasıyla fazlalaşır. Diyastol sonu hacim intrinsik kontraktilitenin major belirleyicisidir. Ancak yetersiz kompanzatuvar hipertrofiyle birlikte dilatasyon, yükü arttırırken performansı düşürür. Çoğu kalp hastalığında sol ventrikülde büyüme oluşur. Sonuçta yükte artış ile birlikte kardiyak outputta düşme meydana gelir. Artmış atriyal boyut ise çoğu zaman kapak hastalıkları ve/veya artmış doluş basınçları veya her ikisi ile de ilişkilidir (8).

Kalp aortadan çıkan sağ ve sol koroner arterlerle beslenir. Sağ koroner arter dalları: konus arteri, sinoatrial nod arteri, müsküler dallar, akut marjinal dal, posterior desenden arter, atriyoventriküler 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 kodominansi izlenebilir (7). Miyositler neredeyse tamamen aerobik metabolizmaya sahip olduklarından kanlanma önemlidir. Koroner arterde % 75'ten fazla stenoz dolaşım yetersizliğine neden olur. Miyokardiyal perfüzyon temelde diyastolde gerçekleşen fazik düzene sahiptir. Diyastolik hacim ve basınçtaki yükselme koroner perfüzyonu bozar(8).

Aortada akıma karşı olan direnç ventrikül afterload yükü olarak tanımlanabilir, ancak stroke hacim vasküler sisteme geçen kan miktarıdır. Kalbe giren ve periferik vasküler sisteme pompalanan kan miktarları arasındaki denge, sistem performansını ve kalbin enerji dinamiklerini belirler. Sonuçta kan akımı, akım gradiyenti, kardiyak output, stroke hacim ve kan basıncı bu karmaşık mekanizmanın ana düzenleyici unsurlarıdır (8).

### **2-2-1 Ekokardiyografi: Temel prensipler ve uygulamalar**

Ekokardiyografi bir ultrason kullanım tekniğidir. Bunu sağlayan transdüserin içindeki piezoelektrik kristaldir. Bu kristaller elektrik uyarısını mekanik (ses dalgası) uyarıya ve mekanik uyarıyı da elektrik uyarısına çevirme yeteneğine sahiptir. Elde edilen ses dalgası, vücut ile temas halinde bulunan transdüserden dokulara iletilir ve yansıyan dalgalar (eko) toplanıp elektrik uyarısına çevrilerek ekrana verilir. Yansımalar, birbirinden farklı dansitedeki iki yüzeyin birleşim yerinden elde edilir. Genellikle transdüserler bir mikrosaniye kadar ses dalgasını yayıcı, 999 mikrosaniye kadar da alıcı olarak çalışırlar (9).

İnsan kulağının işitebilme kapasitesi 20-20000 Hertz'dir. Ekoda kullanılan frekans 1-7 Mega Hertz'dir. Frekans arttıkça ses dalgasının dalga boyu kısalmış ve penetrasyon gücü düşer. Bu sebeple 2,5-3,5 Mega Hertz'lik transdüserler eko için uygundur. Ayrıca bu frekanstaki bir ses dalgasının aksiyal rezolüsyonu ( yani dalganın aksi içinde bulunan ve birbirine paralel iki yapının ayırt edilebilmesi) en iyi olmaktadır. Eko dalgasının genişliği de mümkün olduğu kadar az olmalıdır. Aksi takdirde aynı seviyedeki iki yapının ayrımı (lateral rezolüsyon) mümkün olmamaktadır.

Elde edilen eko dalgaları ekranda ya çizgiler halinde (A mode) ya da ışıklı noktalar halinde ( B mode) gösterilir. Eğer noktalar halinde elde edilen eko hareketli bir şekilde verilebilirse bu da M-mode (Motion) olarak adlandırılır (10).

### **2-2-2. Ekokardiyografi pencereleri**

Transdüser için göğüs duvarı üzerinde birkaç tane standart pozisyon vardır. 'Aks' terimi kalbin içine doğru ilerleyen ultrason dalgasının düzlemini belirtmek için kullanılır.

1- Sol parasternal pencere (2.-4. interkostal aralık, sol sternum kenarı);

- a. Uzun aks görüntü: Çoğunlukla incelemeye bu görüntü ile başlanır. Transdüser, uzun aksta kalbin tabanından apeksine kadar kesitler alarak görüntüler elde edilir.
- b. Kısa aks görüntü: Transdüser göğüs duvarında tutularak 90 derece döndürerek kalbin transvers kesitleri elde edilir. Standart olan dört yer; aort kapağı seviyesi, mitral kapak, sol ventrikül papiller kas ve apeksidir.

2- Apikal pencere ( Kalp apeksi);

- a. Dört boşluk görüntüsü: Transdüser kalbin apeksine yerleştirilir.
- b. Beş boşluk görüntüsü: Transdüserin açısını değiştirerek ultrason ışınları göğüs duvarına daha yakın gelecek şekilde açıldığında elde edilir. Beşinci boşluk aslında bir boşluktan çok aort kapağı ve çıkan aorta tarafından oluşturulur. Bu görüntü aort stenozu ve aort yetersizliğini değerlendirmede faydalıdır.
- c. Uzun aks ve iki boşluk görüntüsü: Transdüseri döndürerek sol ventrikülün değişik segmentlerini gösteren apikal uzun aks ve iki boşluk görüntüsünü elde etmek mümkündür.

3- Kosta altı (subkostal) pencere (Sternum ksifoidi altına);

Apikal görüntülere benzer görüntüler vardır. Akciğer hastalığı olanlarda, interatrial septum, inferior vena kava ve abdominal aortanın görüntülenmesinde faydalıdır.

4- Sternum üstü (suprasternal) pencere ( aort koarktasyonunu görüntülemek için)

5- Sağ parasternal pencere ( aort stenozunda çıkan aortayı görüntülemek için) (9-11).

### 2-2-3. Eko teknikleri

Klinik olarak sık kullanılan üç eko yöntemi vardır.

1-İki boyutlu (2-D) veya 'kesitsel görüntü'

2-Hareket veya M-mod

3-Doppler- süregen dalga ve aralıklı dalga

1-2D eko:

Kalp boşluklarının, kapakların ve kan damarlarının eş zamanlı görüntüsü elde edilebilir. Transdüser elektronik olarak belli bir açıda ürettiği ses dalgasını döndürür. Çeşitli kristaller birlikte hareket eder ve sıra içinde voltajlarıyla etkili olurlar. Her kristal ses dalgaları yayar. Sonuçta kristallerin fazık uyarıları ile bir doğrultuda hareket eden bileşim dalgası oluşur. Yansıyan ultrason kristalde elektriksel bir sinyal oluşturur, böylece sinyal ekranda bir nokta oluşturmak için kullanılır. Ultrason tarayıcı çizgiler boyunca ( genellikle 120 çizgi) saniyede en az 20-30 kere ve bazı daha yeni sistemlerde 120 kereye kadar yaklaşık 90 derecelik yayın üzerinde iletilir. Yansıyan ultrason sinyalleri ekranda hareket eden bir görüntü için birleştirilir (9,10).

2-M-mod eko:

Hareket eden yapıların kayıtlarında daha yüksek duyarlılıkla ( 2-D ekodan daha fazla) olmak üzere iletilen ve geri alınan ultrason sinyallerinin sadece tek çizgi üzerinde olacak şekilde getirilmesiyle ortaya çıkmaktadır. Zamana göre yansımanın derinliği ve genliğinin grafik haline getirilmesi ile elde edilir. Hareketteki değişiklikler görüntülenebilir. Ultrason sinyali incelenmek istenen yapıya dik hale getirilir. Kalp boşluklarının ölçütleri ve kalınlığının hesaplanması bilgisayar yazılımı kullanarak ekranda manuel olarak yapılabilir (10-12).

### 3-Doppler eko:

Eritrositlerin hareketiyle oluşan ultrasonun yansıması sonucudur. Yansıyan ultrasonun iletilen ultrasona göre frekansında değişme vardır. Bunu belirleyen kan akımının hızı ve yönüdür. Kalp ve kan damarları ile ilgili hemodinamik bilgiler elde edilir. Kapak darlıklarının şiddetinin ölçülmesi, kapakta kaçığın tespiti için kullanılabilir veya ventriküler septal defekt ve atrial septal defekt gibi kalp içi şantların varlığını gösterebilir.

#### a-Süregen dalga Doppler'i:

Süregen dalga Dopplerde ses dalgaları transdüserden devamlı bir şekilde gönderilir ve geri alınır. Ses dalgalarının gönderildiği doğrultu boyunca olan kan akımının yönü ve hızı değerlendirilir ve en yüksek kan akım hızı kaydedilebilir. Nyquist limiti yoktur. En büyük avantajı görüntü kaymasının (aliasing) olmayışıdır. Çok yüksek hızlar ölçülebilir.

#### b-Aralıklı dalga Doppler'i:

Aralıklı dalga Doppler tekniğinde transdüser ses dalgasını gönderdikten sonra, yeni bir ses dalgası göndermek için yansıyan ses dalgasının kendisine ulaşmasını bekler. Ses dalgasını gönderen ve yansıyan ses dalgasını kaydeden kristaller aynıdır. Transdüser dönen ses dalgaları gerçek zamanlı görüntü ve Doppler dalga formunun gerçekleşmesi için işlenir. Bir saniye içinde gönderilen ses dalgası pulsuna "puls yineleme frekansı" ( pulse repetition frequency = PRF) denir. İncelenen derinlik arttıkça bu siklus daha fazla uzar. PRF derinlik bağımlıdır. İncelenmek istenen derinlikteki bir odağa yerleştirilen örnek hacim (sample volume) yardımı ile belirli bir yerdeki kan akımı değerlendirilebilir. Açık düzeltme fonksiyonu ile akım yönüne paralel, optimal kayıtlar elde edilir. Aralıklı dalga Doppler de algılanabilen frekansın üst sınırı Nyquist limit olarak adlandırılır ve

PRF'in yarısıdır. Nyquist limiti aşılar ise akımın yönü doğru olarak belirlenemez. Bu duruma "aliasing" adı verilmektedir.

#### **2-2-4. Sol ventrikül sistolik fonksiyonlarının değerlendirilmesi**

Ekokardiyografinin en önemli ve en sık kullanım nedenidir. Sol ventrikül (SV) sistolik fonksiyonu kalp hastalığının majör prognostik faktördür ve tedavi için önemli bir yol göstericidir (10-14). Disfonksiyon tespit edildiğinde klinik yaklaşım değişir. Sol ventrikül sistolik fonksiyonu M-mod, 2D ve Doppler teknikleriyle değerlendirilebilir. 2D tekniği ile hem bölgesel hem global, SV sistolik fonksiyonunun görsel değerlendirilmesi için sıklıkla kullanılır. Doğruluğu kanıtlanmış olsa da gözlemciler arası değişiklikler olmaktadır. Görsel değerlendirme sık olarak kullanılır ancak güvenli değildir.

M-mod, sol ventrikül kavitesi boyutları, duvar hareket ve kalınlığını değerlendirmede kullanılabilir. Kötü SV sistolik fonksiyonları çoğunlukla artmış SV boyutları ile birlikte. Ancak örneğin miyokard enfarktüsünü takiben geniş akinetik bir SV duvar segmenti ve apikal anevrizma varlığında sistolik fonksiyon bozulmalarına karşın, SV boyutlarının M-mod ile ölçümleri normal değerlendirilebilir (10-13).

Sistol ve diyastol sonu SV boyutlarının ölçümü parasternal uzun aks görüntüde mitral kapakçık uçları seviyesinden yapılır (9-13). Ventriküler septumun sol yüz endokardı ile SV arka duvar endokardı arası ölçülür. Ultrason dalgaları mümkün olduğunca septuma dik olmalıdır.

M-mod ölçümleri hacim ölçümlerini hesaplamada kullanılabilirse de bölgesel SV disfonksiyonlarında ve küresel ventrikül durumunda doğru sonuçlar elde edilmemektedir (3,6). SV diyastol ve sistol sonu ölçümleri, ejeksiyon fraksiyonu ve hacmi gibi sistolik fonksiyonlarının değerlendirilmesinde kullanılır (10,11,13,14).



SV hacmi küresel denklemden elde edilir. Bu hesaplamalarda, her zaman doğru olmayan bir şekilde, SV boşluğunun elips olduğu varsayılmaktadır. Ejeksiyon fraksiyonu sistol ve diyastol arası SV hacminin yüzdesel değişimidir.

$$EF: \frac{(LVd) - (LVs)}{(LVd)} \times 100 \quad \text{Normal aralığı \% 50-85'tir.}$$

Sol ventrikül sistolik fonksiyonunun değerlendirilmesinde duvar kalınlığı da ölçülür (10-14). Duvar kalınlığı sistolde artar. Kalınlığın normal sınırları diyastolde 6-12 mm'dir. 6 mm'den daha ince olduğunda dilate kardiyomyopati veya eski miyokard infarktüsüne bağlı skar dokusu gelişimine bağlanabilir. 12 mm'den daha kalın olduğunda SV hipertrofisini gösterebilmektedir.

2D eko birçok planda sol ventrikülü görüntüleyerek SV sistolik fonksiyonunun kalitatif değerlendirilmesinde kullanılır (9-11). 2D eko SV hacimlerini ve EF'yi hesaplamada da kullanılabilir. 2D görüntüde SV hacimlerini elde etmek için çok sayıda algoritma mevcuttur. Ancak bu yöntemler geçerli olmayan birçok geometrik varsayım yapabilirler. Alan-uzunluk metodu (simetrik ventriküller) ve disklerin apikal iki planda bileşim metodu (asimetrik ventriküller) geçerli iki metoddur.

Simpson metodu ile SV boşluğu uzun eksene dik çok sayıda dilimlere bölünür (SV uzun aksı boyunca ardışık seviyelerden kısa-aks görüntüsü olarak) ve her dilimin hacmi hesaplanır (alan x kalınlık). Ne kadar ince dilimler oluşturulursa o kadar doğru şekilde SV hacmi ölçülür. Bu hesaplamalar eko cihazının bilgisayarı tarafından otomatik olarak yapılır. Endokardiyal sınırın doğru şekilde işaretlenmesi bu tekniğin asıl zorluğudur (10-14).

SV ejeksiyon fraksiyonu sistol ve diyastoldeki hacimlerinden elde edilir. Genellikle sistolik ve diyastolik SV görüntülerinde endokardiyal sınırları otomatik olarak işaretleyen ve hesaplayan bilgisayar verileri kullanılır.

SV hacimlerini hesaplayarak kardiyak output hesaplanır.

Atım hacmi : SV diastolik hacmi – sistolik hacmi

Kardiyak output : Atım hacmi x kalp hızı

Artmış sol ventriküler küreselleşmenin (sferisite) prognostik önemi vardır. Normal SV şeklinin kaybı SV disfonksiyonunun erken bir belirtisi olabilir (11-14). 2D eko SV şeklinin değerlendirilmesini basit olarak yapar ( uzun aks uzunluğunun kavite ortası çapa oranı). Myokard infarktüsünü takiben duvar hareket bozukluğunun yeri ve genişliği prognostik açıdan önemlidir.

### **2-2-5. Sol ventrikül diyastolik fonksiyonunun değerlendirilmesi**

SV diyastolik fonksiyonu boşlukların esnekliğine ve ventrikül kasılması sonrası gevşemesine (relaksasyon) bağlıdır (17-21). Pasif bir olay olmayıp enerji gerektirir. SV diyastolik disfonksiyonu birçok durumda ortaya çıkabilir. Ekoyla değerlendirilebilmesine karşın oldukça karmaşıktır. Bu anormallikler sistolik fonksiyon bozukluklarına eşlik edebilir veya izole olarak ya da sistolik bozukluk belirginleşmeden ortaya çıkabilir (17).

Diyastolün dört safhası vardır – izovolümetrik relaksasyon, erken hızlı dolma, geç dolma ve atrial kasılma. Her bir safhada oluşacak bozukluk diyastolik kalp yetersizliğine sebebiyet verebilir. Kalp yetersizliğinin üçte birinde asıl neden diyastolik disfonksiyondur (17). Sistolik fonksiyonlara yönelik eko ölçümleri normal olabilir. Sıklıkla sistolik disfonksiyon gelişiminin öncüsüdür.

Sol ventrikül diyastolik disfonksiyonu nedenleri:

- Yaşa bağlı etkiler
- SV hipertrofisi
- İskemik kalp hastalığı
- Restriktif kardiyomyopati
- SV infiltrasyonları

- Konstrüktif perikardit

SV diyastolik fonksiyonunun eko ile değerlendirilmesinde iyi sonuç veren tek bir ölçüm yoktur. E:A oranları gibi tek bir değere güvenmek hatalıdır ve birçok anatomik ve hemodinamik özellik birlikte göz önüne alınmalıdır (20).

M-modda mitral kapak ön yaprakçığının hareketi diyastol süresince tipik olarak M şeklindedir (E-A) ve bu bireyin sinüs ritminde olduğunu ve mitral darlığının olmadığını gösterir. Eğer SV esnekliği normale göre azalmışsa mitral kapak ön yaprakçığında bozukluklar gözlenebilir (19-20).

- Azalmış mitral kapak ön yaprakçık hareketi (E dalgası)
- A-dalga boyutunda artma (atrial kasılma SV'nin diyastolik doluşunun daha abartılı olmasına neden olur)
- Azalmış E:A oranı

2D eko SV diastolik disfonksiyonun direkt olarak değerlendirilmesine yardımcı olmaz fakat dolaylı olarak birçok bozukluğu saptayabilir.

Tek başına transmitral Doppler akım ölçümlerine güvenmek yeterli sonuç vermez. Normalde kalpte tipik bir akım paterni vardır.

- E dalgası pasif erken diastolik fonksiyonun bir sonucudur.
- A dalgası sol atrial kasılmaya bağlı aktif geç diastolik SV doluşunu belirtir.
- E dalgasının akselerasyon zamanı ve deselerasyon zamanı ölçülebilir.

E dalgası sıklıkla A dalgasından büyüktür fakat bunun yaşla birlikte değiştiğini aklıda tutmak önemlidir. E dalgası, E:A oranı ve E dalgası deselerasyon zamanı artan yaşla birlikte düşme eğilimindedir. Genel popülasyonda SV diyastolik fonksiyonun mitral akımdan elde edilen göstergelerinin yaşa ve cinsiyete göre normal değerleri yayımlanmıştır (22). Yaklaşık değerler şöyledir.

**Tablo 1: Sol ventrikül diastolik fonksiyonun mitral akımdan elde edilen göstergelerinin yaşa ve cinsiyete göre normal değerleri (22)**

	Erkek	Kadın
E dalgası zirvesi (m/sn)	0.66±0.15	0.70±0.16
E-dalgası deselerasyon zamanı (s)	0.21±0.04	0.19±0.04
A-dalgası zirvesi (m/sn)	0.067±0.16	0.72±0.18
E:A oranı	1.04±0.38	1.03±0.34

İki tane normal mitral akım paterni görülür (22).

- 1- Yavaş relaksasyon paterni: SV hipertrofisi veya miyokard iskemisi ile ilişkili diastolik disfonksiyona bağlı azalmış SV relaksasyonu. E dalgası küçük, A dalgası büyük, akselerasyon zamanı uzamış, izovolümik relaksasyon zamanı uzamış
- 2- Restriktif patern: Azalmış SV doluşuna restriktif kardiyomyopati veya konstrüktif perikardit sebep olabilir. Fakat yüksek SV doluş basınçlarında, sistolik kalp yetmezliğinde, mitral yetmezliğinde, hipertrofik kardiyomyopati de diğer görülebilecek durumlardır. E dalgası çok uzun, A dalgası küçük, deselerasyon zamanı kısa, izovolümik relaksasyon zamanı kısa.

## **2-2-6. Kapakların değerlendirilmesi**

### **1- Mitral darlığı:**

Mitral darlığının en sık nedeni romatizmal kalp hastalığıdır (3). Diğer nedenler; mitral anulus kalsifikasyonu, konjenital nedenler, bağ dokusu hastalıkları veya infiltrasyonlardır. Uzun süreli mitral darlığında sol atriyumda dilatasyon, atrial fibrilasyon, trombus oluşması, pulmoner hipertansiyon, sağ ventrikülde hipertrofi veya dilatasyon beklenen komplikasyonlardır.

Mitral darlığı ağırlık derecesi değerlendirilmesi (11,3):

1- Mitral kapak alanı hesaplama

- planimetrik
- basınç yarılanma zamanı
- devamlılık denklemi

2- Gradient hesaplama

ile yapılmaktadır.

2D ekokardiyografide parasternal kısa eksen kesitte diyastolde mitral orifisin iç sınırının çizilmesi ile planimetrik MKA hesaplanabilir. MKA hesaplanmasında kullanılan önemli bir yöntem basınç yarılanma zamanı (  $P \frac{1}{2} t$  ) dır (23). Erken maksimum mitral diyastolik gradiyentin yarıya düşmesi için gerekli zaman mitral darlığın derecesine bağlıdır. Modifiye Bernoulli denklemine göre kapaktaki basınç gradienti  $G= 4V^2$  dir. Gradientin yarıya düşmesi için geçen zaman  $P \frac{1}{2} t'$  dir. Doppler ekokardiyografi ile elde edilen  $P \frac{1}{2} t$  değeri Gorlin formülü ile hesaplanan MKA ile karşılaştırıldığında,  $1 \text{ cm}^2$  MKA'nın  $P \frac{1}{2} t=220 \text{ msn}$ 'e denk olduğu saptanmıştır. Böylece hesaplanan  $P \frac{1}{2} t$ 'nin ampirik olarak bulunmuş bir rakam olan 220'e bölünmesi ile MKA hesaplanmaktadır (  $MKA= 220/ P \frac{1}{2} t$  ). Aortik stenozla birlikte orta-ileri derecede aort yetersizliği varsa  $P \frac{1}{2} t$  yöntemi kullanılmamalıdır.

Devamlılık denklemi, daha zahmetli ve hata payı daha yüksek olan bir yöntemdir. Hata esas olarak aort ve pulmoner çapların ölçümünde, yani alan hesabında yapılmaktadır. Bu nedenle devamlılık denklemi ile MKA, ciddi AY olup  $P \frac{1}{2} t$  ile MKA hesaplanamayan hastalarda, planimetrik hesaplanan alan hesabına ilave

olarak yapılmaktadır. Stenotik olan kapaktaki atım volümü stenotik olmayan kapaktaki atım volümüne eşittir.

Mitral kapaktaki basınç gradienti  $G = 4V^2$  formülü ile hesaplanmaktadır. Basınç gradienti kapak alanı kadar kapaktan geçen kan miktarına ve kalp hızına da bağlıdır. Atrial fibrilasyonlu hastalarda diyastolik doluş süresi değiştii için gradient de her atımda değişiklik gösterir. Taşikardik olan hastalarda diyastol kısaldığı için gradient yüksek çıkacaktır. Fazla diüretik almış hipovolemik kişilerde ağır MD'ye rağmen düşük gradient elde edilebilir. Bu nedenle MD değerlendirilmesinde gradientle birlikte mutlaka MKA'da ölçülmelidir (3).

**Tablo 2: Mitral darlığı derecelendirilmesi (73)**

Ağırlık derecesi	MKA (cm <sup>2</sup> )	Gradient (mmHg)	PAB (mmHg)
Hafif	>1.8	2-4	Normal
Orta	1.2-1.6	4-9	Normal
Orta-ciddi	1.0-1.2	10-15	Hafif PHT
Ciddi	<1.0	>15	Hafif-ağır PHT

## 2- Mitral yetmezliği

Mitral yetmezlik mitral kapakla ilgili farklı bölümlere ait patolojilerin neden olduğu, temelinde kanın sistol esnasında sol atriyuma değişik oranlarda geçmesiyle karakterize valvüler bir patolojidir. Klinik pratikte en sık gözlenen kapak hastalığıdır (3). Gelişmiş ülkelerde daha sık görülen etiyolojik faktörler mitral kapak prolapsusu, dejeneratif veya iskemik nedenler iken geri kalmış ülkelerde en sık neden romatizmal kalp hastalığıdır.

Mitral yetmezliği tanısı koymak kolay olsa da Şiddetini değerlendirmek zor olabilir. Yetmezlik Şiddeti Őunlara bağlıdır (24-26).

- Yetersizliđe yol ačan kapak ađız ölçüsü
- Ne kadar süreyle ačík kalmaya devam ettiđi
- Kapak üzerinden sol atriyum ve ventrikül arası sistolik basınç farkı
- Sol atriyumun elastikiyeti

M-mod incelemede sol ventrikül boyutunda artış ile birlikte, ventriküler arka duvar ve septum hareket hızlarında da artış görölmektedir. Sol atriyum genişler. Altta yatan nedene ait görünüm özellikleri değerlendirilebilir.

2D eko MY'nin neden ve sonuçlarını değerlendirmede faydalıdır. Parasternal uzun ve kısa aks ile 4-boşluk görüntülerden faydalanılır.

Doppler ekoda ağır mitral yetmezliğinin özellikleri Őunlardır:

- Mitral yetmezlik Őiddeti yaprakčík uçları seviyesinde jet akımın genişliği ile ilişkilidir ( daha geniş jet akım daha Őiddetli mitral yetmezliği gösterir)(24,25).
- Ciddi mitral yetmezliğe bağlı jet akım sol atriyumda daha geniş bir alanı doldurur. Sol atriyumda renkli görüntünün alanı makine bağımlı olup çelişkilidir. Bununla birlikte >8 cm<sup>2</sup>'lik bir alan daha Şiddetli MY iken <4 cm<sup>2</sup> alan daha hafif MY'yi işaret eder (25).
- Pulmoner venlerde sistolik akım bozukluğu renkli akım haritalamada görölebilir. Ayrıca geriye dönük akım bir pulmoner venden alınan örnek hacmin aralıklı dalga doppleri ile saptanabilir (25).
- Daha Şiddetli MY'de süregen Doppler'de jet akımın yoğunluğunun miktarı, daha fazla eritrositten ses dalgası yansıması sebebiyle daha fazladır (24).
- Artmış pulmoner arter basıncı triküspit yetmezliğinden Doppler incelemesinde saptanması ile hesaplanır.

### 3- Aort darlığı

Aort darlığı (AD) valvüler, subvalvüler ve supravalvüler olmak üzere üç ayrı seviyede oluşabilir. Valvüler AD'nin erişkinlerdeki etyolojileri arasında ilk sırayı, özellikle Batı ülkelerinde, konjenital biküspid ve normal triküspid aort kapağının kalsifikasyonu almaktadır. Buna karşılık, gelişmekte olan ülkelerde AD'nin hemen her zaman mitral kapağın tutulumu ile beraber olması, akut romatizmal ateşin etyolojik neden olarak halen önemli bir yer tuttuğunu göstermektedir (11).

İki boyutlu ekokardiyografi kapağın yapısı ile ilgili faydalı bilgiler verir. AD varlığında yaprakçıklarda kalınlaşma, hareket kısıtlanması, ve kubbeleşme (doming) görülebilir. Ayrıca, sol ventrikülün performansı ve duvar kalınlıkları bu yöntem ile net olarak değerlendirilebilir (10). İki boyutlu ekokardiyografi ile sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonunun belirlenmesi operasyon endikasyonu açısından, darlığa bağlı semptomların varlığını ortaya koymada önemli bir parametredir (27,28).

Aort kapak alanını parasternal kısa aksta "planimetri" ile ölçmek mümkündür. Bu yöntemin en önemli zorluğu kalsifik aort kapağında küçük ve serbest kenarların düzensiz olması ve maksimum açılım gösteren kesitini yakalamak kalsifik kapağın düzlemsel bir yapı göstermemesi nedeni ile yakalanamamasıdır (27).

Doppler ekokardiyografik değerlendirmede, AD şiddetinin belirlenmesi ve özellikle de takibi için en sık maksimal ve ortalama aort basınç gradiyentleri kullanılmaktadır. Maksimal basınç gradiyenti, süregen Doppler ile akım hızı ölçülerek basitleştirilmiş Bernoulli denklemi ( $P=4V^2$ ) yardımı ile hesaplanır (10,11). Yapılan çalışmalarda ortalama basınç gradiyentinin, maksimum basınç gradiyentine göre kalp kateterizasyonu sonuçları ile daha uyumlu olduğu gösterilmiştir (27).

**Tablo 3: Doppler ekokardiyografik değerlendirmede AD şiddetinin belirlenmesi (27)**



	Akım hızı (maksimum)	Maksimum Gradyan (mmHg)	Ortalama Gradyan (mmHg)	Aort Kapak Alanı (cm <sup>2</sup> )
Hafif Darlık	< 3 m/sn	15-35	< 20	> 1,5
Orta Darlık	3-4 m/sn	35-50	20-35	1-1,5
Ciddi Darlık	> 4 m/sn	> 50	> 35	< 1

#### 4- Aort yetmezliği

Aort yetmezliği (AY) aort kapakçıklarının aort kökü veya anülüsünde oluşan patolojilerine bağlı olabilir. Konjenital ya da edinseldir. Aort kapağının konjenital biküspit yapıda olması, romatizmal tutulum, dejeneratif değişiklikler en sık görülen patolojileridir. Aort köküne ait patolojilerin en sık görüleni ise uzun süreli hipertansiyondur (11).

M-mod ve 2D ekoda ağır aort yetmezliği ile birlikte sol ventrikül dilatasyonu oluşur (10). AY bulguları ile birlikte ilerleyici dilatasyon ve/veya sol ventrikül sistol sonu çapının 5.5 cm'i geçmesi cerrahi girişim endikasyonudur.

Aralıklı akım Doppler ile aort yetmezliğine bağlı jet akımın çeşitli pozisyonlarda sol ventrikül kavitesi içinde ne kadar uzağa ulaştığına bakılarak şiddeti hakkında semi-kantitatif fikir elde edilebilir. Genel bir kural olarak jet akım, hafif AY'de kapağın olduğu alanda, orta derecede AY'de mitral kapak seviyesinde ve ağır AY'de ise SV apeksine kadar olan alanda izlenir (10,29).

Renkli akım haritalama kullanılarak aort kapağı altındaki jet akımın genişliğine göre şiddeti hakkında yorum yapılabilir. Bu jet akım genişliği AY şiddeti ile

orantılıdır. Yaprakçık seviyesinde, aort kalibrasyonunun % 60'ından fazla olan jet akım genişliği genellikle ağır AY olarak nitelendirilir (10,29).

Planimetre ile jet akımın çapraz-kesitsel alanı hesaplanabilir. Apikal ve 5-boşluk görüntüde de AY jet akımının sol ventrikül içi uzunluğu değerlendirilerek şiddeti hakkında fikir söylenebilir (daha uzun jet akım-daha şiddetli AY) (11,29,30).

Sürengen dalga Doppler'inde AY deselerasyon eğimi ile sinyal yoğunluğuna göre AY şiddeti değerlendirilebilir. Eğim ne kadar büyükse AY şiddeti o kadar fazladır. Deselerasyon hızı veya basınç yarılanma süresi, aort ile sol ventrikülün basınçlarının eşitlendiği zamanı gösterir. Aort yetmezliğinin şiddeti arttıkça, deselerasyon hızı ve basınç yarılanma zamanı kısalır. Basınç yarılanma zamanının 500 msn üzerinde olması hafif, 200 msn altında olması ciddi aort yetmezliğini işaret eder (10,29).

## **5- Triküspit darlığı**

Triküspit kapağın konjenital ya da akkiz nedenlerle daralması sağ atriyum basıncında yükselmeye neden olur. Triküspit darlığının en sık sebebi romatizmal kalp hastalığıdır (11,22). M-mod ve 2D eko ile mitral darlığı bulguları saptanır. 2D görüntülerde triküspit yaprakçıklarının kalınlaştığı, hareketlerinin kısıtlandığı ve diyastolde kubbeleştiği (diastolic doming) görülür (10). Doppler bulguları mitral darlığındakine benzerdir. Triküspit kapak içinden olan akımın en iyi ölçümü aralıklı akım Doppler'i ile apikal 4-boşluk görüntüde, örnek hacmin triküspit kapağın hemen altında sağ ventrikül içine yerleştirilmesiyle yapılır. Diyastolde akım hızı artmıştır. Klinik pratikte ağırlığın derecesini belirlemek nadiren gereklidir. Derecelendirme yöntemleri mitral darlığı için olan özelliklere benzerdir (diastolik basınç gradiyenti ve kapak alanı). Ağır triküspit darlığında gradiyent sıklıkla 3-10 mmHg'dir. Mitral darlığında kullanılan basınç yarı-zaman denklemi triküspit kapak için deneyseldir (31,32). Triküspit darlığında kullanılmamalıdır.

## **6- Triküspit yetmezliği**

Hemen tüm triküspit kapaklarda normal olarak bir miktar triküspit yetmezlik (TY) görölmektedir (11). Bu yetmezlik varlığı pulmoner arter sistolik basıncını Doppler ile hesaplamamıza yardımcı olur (33).

TY nedenleri mitral yetmezliğine benzerdir. En sık nedenler sağ ventrikül dilatasyonuna sekonder oluşan yetmezlik ( triküspit anulusunda dilatasyon) ve primer nedenler olarak yaprakçıkların ve/veya subvalvuler yapının hastalıklarıdır (11).

TY şiddetinin ekoyla değerlendirilmesi mitral yetersizliğinde olduğu gibi en iyi Dopplerle yapılır. Çok ağır TY, sağ atriyumu dolduran geniş ve yüksek yoğunlukta jet akımla tespit edilir. Bu durumda vena kava ve hepatic vende ters yönde sistolik akım gözlenir (10,34).

### **2-3-1. Manyetik rezonans görüntülemenin prensipleri ve kardiyovasküler manyetik rezonans (KMR) uygulamaları**

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), oluşturulmuş eksternal bir magnetik alanda elektromanyetik radyo dalgalarının vücuda gönderilmesi ve geri dönen sinyallerin toplanıp bir dizi işlemde geçirilerek görüntü elde edilmesi temeline dayanan bir görüntüleme yöntemidir. MRG yumuşak doku kontrast çözümü gücü en yüksek olan radyolojik görüntüleme tekniğidir (35).

Günümüzde teknolojik gelişmeler ve oluşturulan yeni sekanslar, MRG'nin kullanım alanını genişletmiş ve kalp gibi hareketli organların değerlendirilmesini sağlamıştır. Proton düzeyinden elde edilen bilginin yorumlanması ve daha iyi görüntü elde edilmesine yönelik girişimler için fizik prensiplerin bilinmesi gereklidir. Bu kesimde temel MRG fizik prensipleri ve çalışmamızda kullanılan sekanslar ile ilgili bilgiler verilecektir.

### 2-3-2. MRG'de sinyal oluşumu

Normalde dokular içinde rastlantısal olarak dağılmış ve net manyetizasyonu sıfır olan  $H^1$  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 salınım hareketi (presisyon) gösterirler. Salınım hareketi Larmor frekansı adı verilen bir frekansta gerçekleşir ve frekansı eksternal manyetik alan 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 Larmor frekansı eşitliğinde dışarıdan bir  $90^\circ$  radyofrekans (RF) pulsu vermek gereklidir. RF pulsu sonrası, longitudinal manyetizasyon olarak ifade edilen vektöryel 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 bozulmaya başlar. Net vektöryel büyüklük giderek küçülen halkalar şeklinde RF pulsu öncesi durumuna döner. Bu değişim free induction decay (FID) yani indüksiyonun kendi kendine azalımı olarak adlandırılır ve sinyal bu dönemde oluşturulur. Longitudinal manyetizasyonun % 63'ünün yeniden kazanılması için gereken süre T1 relaksasyon zamanı olarak adlandırılır. Transvers manyetizasyonun % 37 seviyesine inmesine kadar geçen süreye T2 relaksasyon zamanı denir. Hem dokuların fiziksel özelliklerinden hem de eksternal manyetik alan inhomojenitelerinden kaynaklanan relaksasyona T2\* relaksasyon denmektedir. Gerçek T2 ise sadece dokuların fiziksel özelliklerinden kaynaklanan farklılıklardan etkilenmektedir. RF uyarım kesildikten sonra, ilgili kesit düzlemindeki proton rezonansından oluşan sinyaller algılayıcı sargılar tarafından toplanır. Toplanan ham sinyaller daha önceden seçilmiş frekans ve faz eksenlerine yerleştirilerek Fourier transformasyonu adı verilen yöntemle bir dizi bilgisayar işlemine tabi tutularak görüntüye çevrilir. K-alanı, dokulardan gelen MR sinyallerinin Fourier

transformasyonundan sonra uzaysal frekanslarına göre kodlanarak yerleştirildiği yerdir. Fourier transformasyon ise kompleks bir sinyalin frekanslarına göre aritmatiksel olarak çözümlenmesi olarak ifade edilmektedir. K-alanının merkezinde toplananlar kontrast rezolüsyondan, periferinde toplananlar ise uzaysal rezolüsyondan sorumludur (35,36).

Tekrarlanan RF pulsları arasındaki zaman aralığı TR (time repetition=puls tekrarlama süresi), RF pulsundan sonra maksimum eko sinyali elde edilene kadar geçen süre ise TE (time eko=eko sinyali dinleme süresi) olarak tanımlanır.

Kardiyak MRG'de kullanılan sekanslar genel olarak spin eko (SE) ve gradient-eko (GRE) olarak sınıflandırılabilir (35).

### **2-3-3. Spin eko (SE) sekansı**

Bu sekansta önce transvers manyetizasyonu sağlamak için ana manyetik alana dik  $90^\circ$  bir puls gönderilir. TE değerinin yarısı kadar bir süre beklendikten sonra, ters yönde  $180^\circ$  ikinci bir puls gönderilerek dokuların yeniden faz durumuna gelmesi (rephase) sağlanır. TE süresi sonunda oluşan eko sinyali toplanır. Bu işlem eşit aralıklar ile TR zamanı kadar sonra tekrarlanmaktadır. TE değeri, görüntünün T1 veya T2 ağırlığında olmasından sorumludur. T2 ağırlığı doku karakterizasyonu açısından önemlidir (36).

### **2-3-4. Gradyent eko (GE) sekansı**

GE sekansında, SE sekansında kullanılan  $180^\circ$  puls yerine gradiyent çeviriciler konulmuştur.  $90^\circ$  puls ise çevirme açısı (flip angle, FA) adı verilen ve transvers manyetizasyonu daha küçük açı değerlerinde oluşturan açılarla gerçekleştirilmektedir. GE sekansta sinyal yoğunluğu ve kontrastını TR, TE ve FA değerleri belirlemektedir. Genel olarak, T1 ağırlıklı görüntüler elde etmek için FA  $45^\circ$  ve üzerinde, TE 30 msn ve altında; T2 ağırlıklı görüntüler elde etmek için ise FA  $20^\circ$  ve altında, TE 60 msn ve

üzerinde tutulmalıdır. Longitudinal manyetizasyon tümüyle kaybolmadığı için daha kısa TR aralıklarıyla RF eksitasyon pulsu göndermek mümkündür. Daha kısa TR ve TE değerlerinin kullanılabilmesi tetkik süresinin SE sekanslara göre daha kısa olmasına neden olur (37). Hızlı görüntü elde etmeye yönelik çalışmalar sonunda gradient ve spin eko sekans türevleri oluşturulmuş, bu şekilde kardiyak incelemede bir nefes tutma süresinde görüntü elde etmek mümkün olmuştur.

### **2-3-5. Balanced FFE**

T2 zamanı uzun olan dokularda, seçilen TR değeri yeterince kısa ise eksitasyon pulsu sırasında bir önceki RF pulsunun neden olduğu transvers manyetizasyon devam eder. Eğer bu transvers manyetizasyon spoiler denen ek bir manyetik gradiyent aracılığı ile defaze edilirse buna 'spoiled' gradient eko adı verilir. Spoiler gradientin uygulanmadığı ve rezidü transvers manyetizasyonun etki ettiği durumda 'unspoiled' gradient ekodan söz edilir. Unspoiled GE sekansında, rezidü transvers manyetizasyon azalırken T2 relaksasyon zamanı yeterince uzun olan dokularda sinyal intensitesinin artmasına neden olur. Bu durum SSFP (steady-state free precession) olarak bilinir. Her TR sırasında uygulanan RF pulsu, açısı ne olursa olsun bir önceki pulsun neden olduğu rezidü transvers manyetizasyon üzerinde belirli oranda refokus etkisi yaparak spin ekoya (SE) neden olur. TR yeterince kısa olduğu zaman SE ve FID birbirleriyle birleşerek düzenli amplitüd değişikliği olan devamlı sinyale neden olur. Değişik kontrast türleri oluşturmak için değişik SSFP teknikleri kullanılabilir. Unspoiled GE sekanslarında TR kısa olduğu için T1 zamanı kısa ve T2 zamanı uzun olan dokular daha intens izlenir. Bu nedenle bu sekans T2/T1 ağırlıklı olarak da bilinir (37-39).

T2/T1 ağırlıklı SSFP puls sekansı (balanced FFE); TR'nin kısaltılmasıyla, puls sekansı boyunca FID ve spin eko sinyalinin eş zamanlı olduğu ve sabit manyetizasyonun görüldüğü gerçek steady-state manyetizasyon oluşturulabilir. Bu tür steady-state, tüm gradientlerin tamamen dengelenmesine (balanced) ve gradient eko pikinin her iki eksitasyon pulsunun arasına denk geldiği TE değerine bağlıdır. TR kısaltıkça unspoiled GE sekansında doku kontrast farkı spoiled sekansa göre iyice

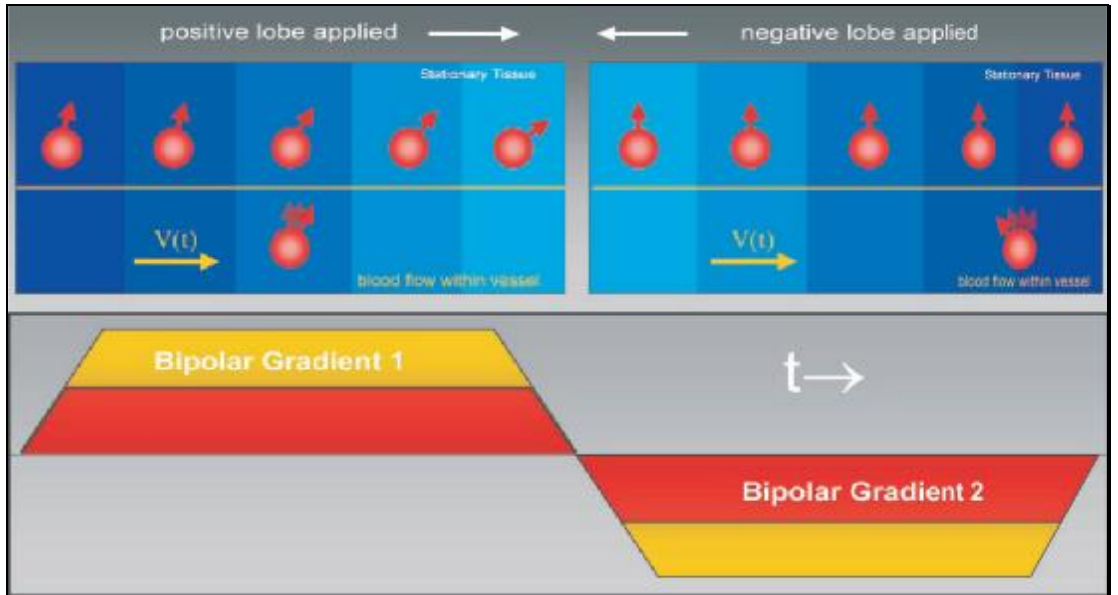
belirginleşir. Balanced SSFP sekansında sinyal toplanırken belirgin değişikliğe uğramayan sabit bir magnetizasyon düzeyi elde edilir. Sinyal büyüklüğü optimize edilerek maksimum sinyal gücünün devamı sağlanır. En iyi sonuçlar yüksek manyetik alan homojenitesinde ve belirgin kısa TR değerlerinde elde edilir. Bu sekansın sinyal gürültü oranı daha yüksek olup, hareket artefaktları azdır (37-39)

### 2-3-6. Faz kontrast görüntüleme

Faz kontrast görüntüleme, kan akımı hakkında kantitatif bilgiler sağlayan bir yöntemdir. Temel olarak GE sekanslarıyla elde edilir (35,40,41)

Manyetik alan içerisindeki hareketli spinler durağan spinlere göre faz farkına sahiptir. Sabit bir manyetik alan üzerine (+) bir gradient eklenirse durağan spinler defaze olurlar. Bu faz şiftleri aynı büyüklükte ters polariteli bir gradient ile düzeltilebilir. Bu ters polariteli gradient çiftine bipolar gradient ismi verilir. Bipolar gradientler hareketli spinlerdeki kaymayı düzeltmez. Bu spinlerde rezidüel şift kalır. Bipolar gradientler pozitif ve negatif yönde uygulanarak birbirinden çıkarılır. Böylece akım içeren oluşumlar görüntülenebilir (37,40,41) (Şekil 1).

**Şekil 2 : Bipolar gradientlerin pozitif ve negatif yönde uygulanması**



Faz değişimi derece ile ifade edilir ve değerleri  $\pm 180^\circ$  aralığında olmalıdır. Bu nedenle sekans ilgilenilen alandaki maksimum hıza göre ayarlanmalıdır. Kullanıcı tarafından maksimum hız belirlendikten sonra uygun büyüklükte gradient seğilir. Gradient büyüklüğü belirlendikten sonra bilinmeyen tek değişken hız olur. İlgilenilen alanda maksimum hızla karşılaşıldığında spinlerin fazı  $180^\circ$ lik kaymaya uğrar. (35,37). Gradient süresi sabit tutulursa yüksek hızları kodlamak için düşük, düşük hızları kodlamak için yüksek gradientler kullanılır.

Faz kontrast görüntülerde, faz görüntülerin yanı sıra magnitüde görüntü ( gradient eko görüntüler) de bulunur. Ayrıca elde edilen kompleks ęıkarma görüntüleri ise sinyal yn ve büyüklük bilgisi iğermektedir (40,41).

#### **2-4-1. Kardiyak MRG ile fonksiyonel değerlendirme**

Kardiyak MRG (KMRG) yüksek uzaysal ve temporal ęznrlk ile ventriküler sistolik fonksiyon değerlendirmede yeniden uygulanabilir ve yüksek doğruluk oranlarına sahiptir (38,39).

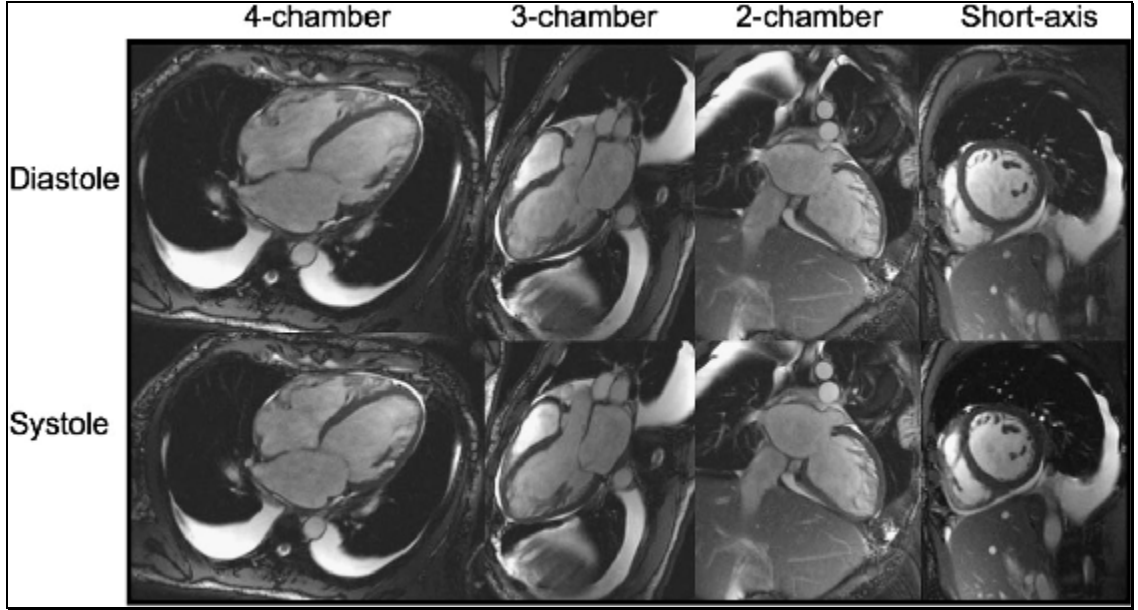
Kardiyak MRG ile kesitler ventriküllerin santral kesimlerinden geçirilerek kalbin geręek horizontal ve vertikal uzun ekseninde görüntüleri elde edilebilir. KMRG'de miyokard ve kan ile kalp ve ęevre dokular kontrast madde kullanılmadan birbirinden net bir Şekilde ayrılabilir. Kalbin geręek uzun ve kısa aks ekseninden alınan sine görüntülerle kalitatif fonksiyon değerlendirilmesi yapılabilir. KMRG'nin diğer modalitelere asıl üstünlüğü kantitatif fonksiyonel değerlendirmedir (42,43). Günümüzde KMRG, ventriküler fonksiyonun noninvazif değerlendirilmesinde altın standart olarak kabul edilmektedir (44-46).

Sol ventrikül fonksiyonunun KMRG ile değerlendirilmesinde, düşük rezolüsyonlu aksiyel klavuz görüntü üzerinden mitral kapak ortasından ve kalp apeksinden geçecek Şekilde vertikal uzun aks sine kesit planlanır. Vertikal uzun aks



görüntülerden, mitral kapak ile apeks arası kısa aks kesit serisi elde edilir (35,44) (Şekil 2).

**Şekil 3: Sol ventrikül kardiyak MRG görüntü planları**

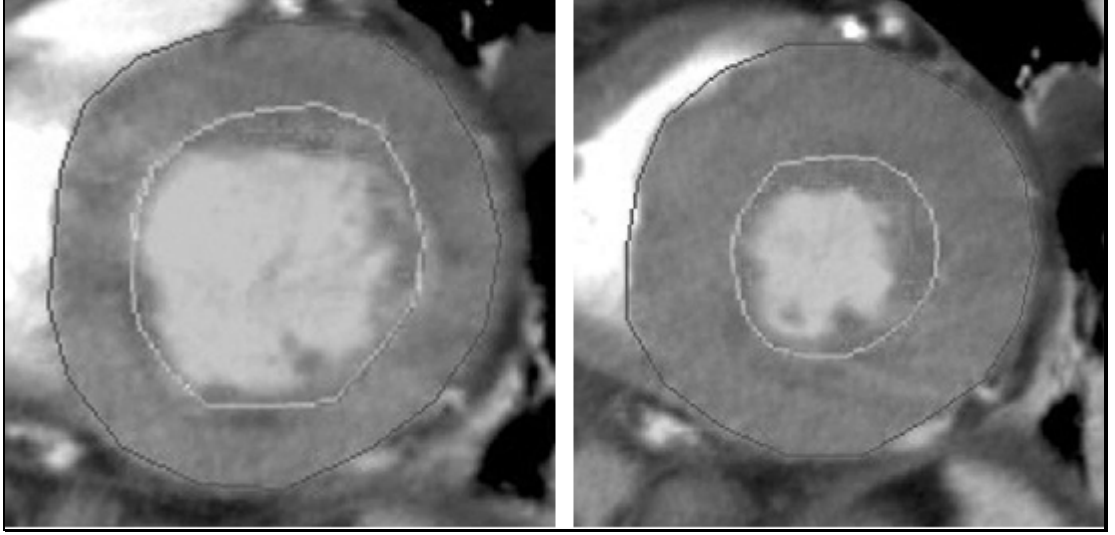


Ventriküllerin uzun ve kısa aks görüntüleri üzerinden sistol sonu ve diyastol sonu fazlar belirlendikten sonra manuel olarak endokardiyal ve epikardiyal sınırlar çizilerek, sistol ve diyastol sonu hacimler hesaplanır. Oluşturulan görüntülerde EKG'nin kılavuz olarak kullanımı görüntü kalitesini etkiler. Hastanın nefesini hep aynı seviyede tutması da görüntü kalitesini etkileyen bir diğer faktördür. Nefes düzeyinin aynı olması için en yaygın olarak kullanılan metot, hastalara ekspirasyon sonunda nefes tutturaktır (35).

Fonksiyonel değerlendirmede günümüzde en çok kabul gören teknik Simpson metodu ile ventriküler diyastol ve sistol sonu hacimlerin hesaplanmasıdır (44-45). Kısa eksen görüntülerde ventriküler endokardiyal ve epikardiyal sınırlar çizilir (Şekil 3). Kesit kalınlığı ve kesit arası mesafe (gap) kullanılarak kesitlerin hacimsel

ölçümleri yapılır. Kısa eksen görüntülerde Simpson metodu ile yapılan hacim ölçümleri herhangi bir geometrik modele dayanmadığından en güvenilir fonksiyon belirleme metodudur. Ölçümün doğruluğu kesit kalınlığı ile ilişkilidir (44,45).

**Şekil 4: Kısa eksen görüntülerde ventriküler endokardiyal ve epikardiyal sınırlar (Simpson metodu)**



Silindir elipsoid ( alan-uzunluk) metodu, Simpson metoduna alternatiftir. Vertikal uzun eksen ( iki odacık görüntü) ve horizontal uzun eksen ( dört odacık görüntü) görüntüler kullanılabilir (35). Minör ve majör eksenlerde elde edilen uzunluklarla hesaplanır. Kardiyak MRG ile, sistolik ve diyastolik fazda uzun eksenlerde endokardiyal sınırlar çizilerek ventrikül endokardiyal alanı, uzun eksen ventrikül boyutu elde edilebilmektedir. Ancak Simpson dışındaki diğer metodlar, daha kısa analiz zamanı avantajının yanında ventriküler geometrik varsayım dolayısıyla, geometrisi değişmiş veya bölgesel fonksiyon bozukluğu gösteren kalplerde hatalı sonuçlar verebilmektedir (44,45).

**2-4-2. Kardiyak MRG ile kalp kapaklarının değerlendirilmesi**

**2-4-2-1. Kalp kapaklarında yetmezlik değerlendirilmesi**

Kardiyak MR yetmezlik akımını her planda gösterebilir. Ayrıca MR, yetmezlik volümünü ve fraksiyonunu ölçümleyebilir. Yetmezlik akımının nicel olarak ölçülebilmesinin yanı sıra ventriküler fonksiyonu hakkında sağladığı bilgiler ile kapak replasmanının gerekliliği ve zamanlaması değerlendirilebilir.

Kapak yetmezliklerinin MR ile değerlendirilmesinde şu teknikler kullanılabilir (35):

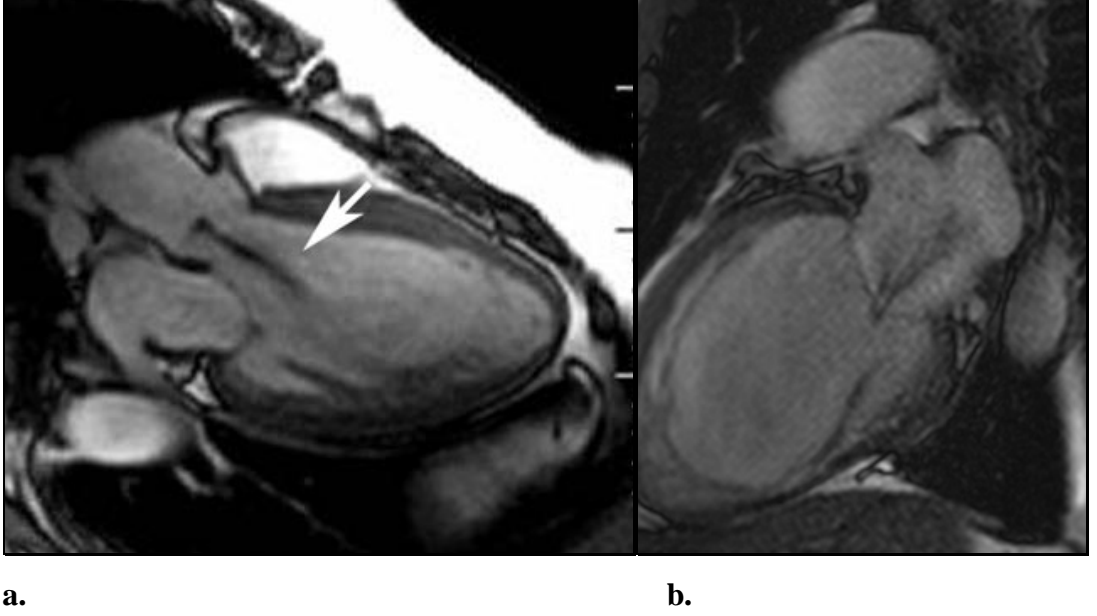
- Cine MR görüntülerde sinyal kaybının kalitatif olarak değerlendirilmesi
- Ventriküler volümlerin ölçülmesi ile kantitatif değerlendirme
- Faz kontrast görüntüleme ile kantitatif değerlendirme

#### **a- Sine MR görüntülerde sinyal kaybının kalitatif olarak değerlendirilmesi**

Spoiled-GE sine MR görüntülerde türbülant akım sonucu proton spinlerinin defaze olması ile sinyal kaybı oluşur. Kardiyak siklus boyunca alınan çok sayıda sine imaj (20-40) türbülant akımın değerlendirilmesine olanak sağlar (Şekil 4) (35,36). Konvansiyonel anjiyografi ile benzer şekilde MR görüntülerinde de sinyal kaybının derecelendirilmesi yapılabilir: 1. derece = kapağa yakın düzeyde sinyal kaybı; 2. derece = proksimal kesime kadar; 3. derece = proksimal kesimin tamamını dolduran sinyal kaybı; 4. derece = tüm odacığı dolduran sinyal kaybı (81). Oluşan sinyal kaybı eko zamanı (TE) gibi MR parametrelerine bağlıdır. Ayrıca jet akımın boyutu eğer myokardiyal duvara çarparsa olduğundan daha düşük derecede gözlemlenebilir.

Balans-SSFP sine MR görüntülemenin kullanıma girmesi ile sinyal kaybının kalitatif olarak değerlendirilmesi daha az kullanışlı duruma gelmiştir. Balans-SSFP görüntüler konvansiyonel GE görüntülere göre daha hızlı ve daha iyi endokard/kan ayırımı sağlamasına karşın rölatif olarak daha az akım duyarlıdır (47).

**Şekil 5: Aort yetmezliğinde (a) ve mitral yetmezliğinde (b) türbülan akıma bağlı sinyal kaybı**



#### **b-Ventriküler volümlerin ölçülmesi ile kantitatif değerlendirme**

Ventriküler volümlerin ölçülmesinde en iyi in vivo teknik MR olarak kabul edilmektedir (48). Her iki ventrikül boyunca alınan iki odacık kısa aks görüntülerde, Simpson metodu kullanılarak sağ ve sol ventrikül stroke volümleri ölçülebilir (65).

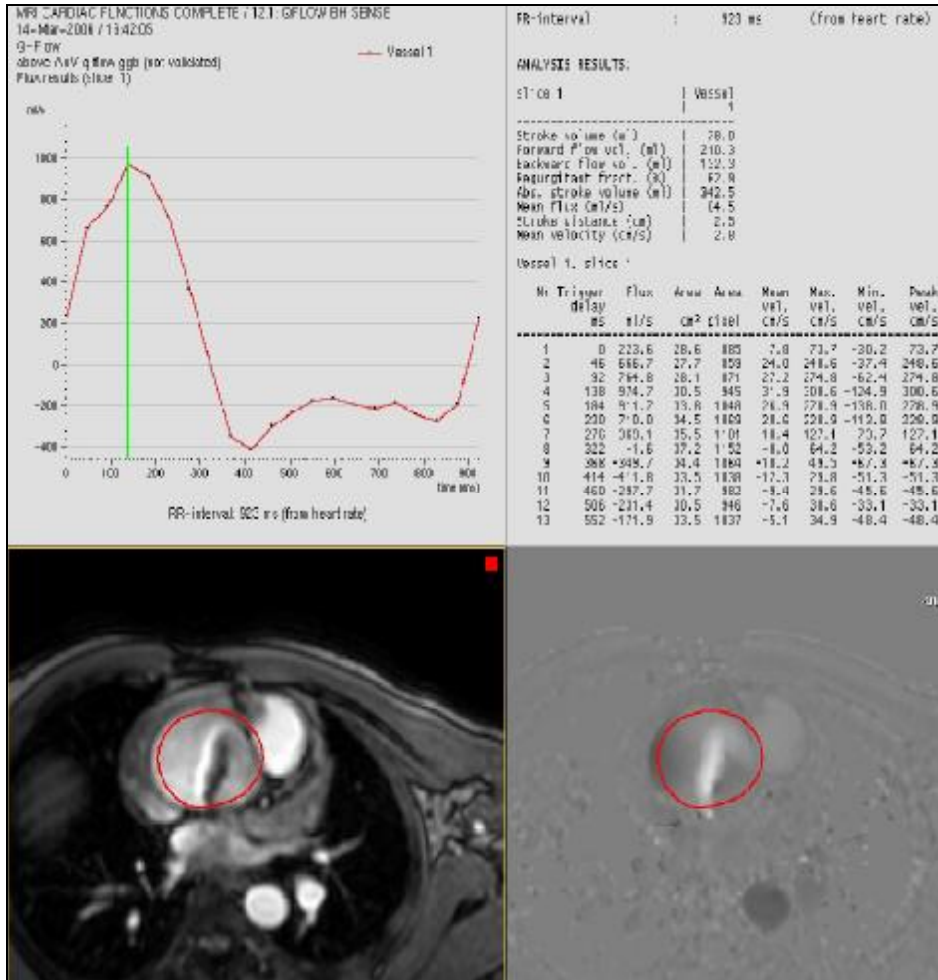
Normal bireylerde stroke volümlerde bire bir oran mevcuttur. Kapak yetmezliği olan bir hastada ventriküler volümler arasında oluşan farklılık yetmezlik volümünü vermektedir. Bu metodun limitasyonu; sadece tek kapak hastalığı olan durumlarda kullanılabilmesidir (35).

#### **c- Faz kontrast görüntüleme ile kantitatif değerlendirme**

Faz kontrast görüntüler akan kanın hareket yönüne göre herhangi bir planda kodlanabilir. Seçilen yönle aynı yöndeki akım hiperintens, ters yöndeki akım ise siyah görünür. Böylece ters akım görüntülenebilir ve ölçülebilir (41,42).

Kardiyak siklus genellikle 16 eşit zaman dilimine bölünür. Magnitude imajlarda her kesitte ilgili vasküler yapı manuel olarak çizilir. Bu çizilen alan (ROI) faz kontrast görüntülere aktarılarak hız ölçümü yapılır. İlgilenilen alan içerisinde her zaman dilimindeki akım bilgisi birleştirilerek bir kalp atımındaki akım volümü hesaplanabilir. Kalbin hareketi ile ölçüm yapılacak alanın (örn, aorta, pulmoner arter, mitral ya da triküspit kapak) lokalizasyonu değiştiğinden her imajda ROI'nin yeri ayarlanmalıdır (49,50) (Şekil 5).

**Şekil 6: Faz kontrast görüntüleme ile kapakların değerlendirilmesi**



Faz kontrast görüntüleme yapılırken dikkat edilmesi gereken birkaç nokta mevcuttur. İmaj planlaması akıma dik yapılmalıdır. Planlama bu nedenle birkaç pozisyon üzerinden kurulabilir. Ayrıca planlama kapakçıklar hizasından değil, anulusun daha proksimal ya da distalinden yapılmalıdır. Böylece kapakların oluşturduğu hareket artefaktları ve 'eddy current' artefaktları minimize edilmiş olur (19).

#### **2-4-2-2. Kalp kapaklarında darlık değerlendirilmesi**

Kalp kapaklarında darlık sine MR görüntülerde sinyal kaybı olarak izlenebilir. Faz kontrast görüntüler ile kapaktan geçen kanın pik hızı ölçülerek darlığın derecesi ölçülebilir (49).

##### **a- Sine MR görüntülerde sinyal kaybının kalitatif olarak değerlendirilmesi**

Stenotik lezyonlarda izlenen sinyal kaybının derecesi, darlık derecesine ve eko zamanına (TE) bağlıdır. Daha kısa eko zamanları kullanıldığında spinler daha az defaze olacaktır. Bu nedenle daha şiddetli stenozlarda sinyal kaybını koruyabilmek için daha kısa eko zamanı tercih edilir (41,49).

Sine MR görüntülerde kapak alanı ölçülebilir. Bu ölçümlerin Doppler ekokardiyografi ve kateterizasyon ile korele olduğu gösterilmiştir (51,52).

##### **b- Faz kontrast görüntüleme ile kantitatif değerlendirme**

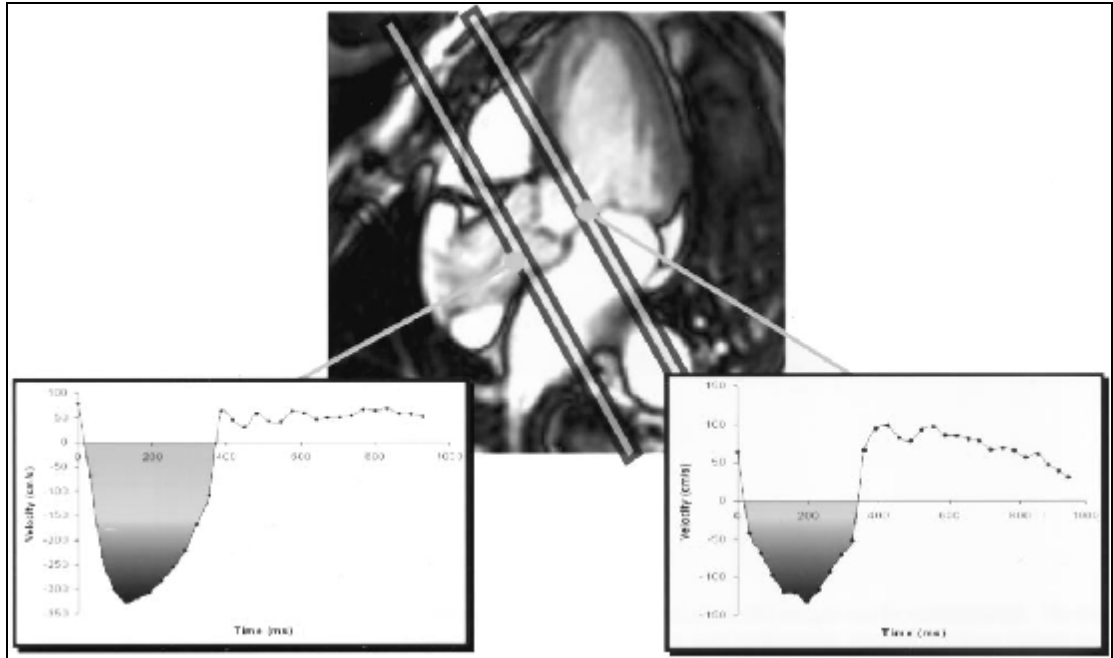
Faz kontrast görüntülerde kapaktan geçen kanın pik hızı ölçülebilir. Bu değer modifiye Bernoulli formülüne uygulandığında kapaktaki gradientin ölçülmesine olanak verir ( $\Delta P = 4V^2$ ) (41,42,49). Bu yöntemle stenotik kapaklarda ölçülen değerler Doppler ekokardiyografi ile uyumlu bulunmuştur (53).

Planlama kapaktan geçen akıma dik ya da paralel şekilde yapılabilir. Akıma paralel planlama yapıldığında tüm jet akım görüntülenebilir ve jet akım içindeki pik hız değeri kolaylıkla belirlenir. Ancak, jet akım kesit ile aynı hizada olmadığında ya da jet akım çok ince olduğunda parsiyel volum ve hareket etkisi hatalı ölçümlere neden olabilir. Akıma dik planlama yapıldığında ise jet akımın tümü kesitte izlenebilir fakat jet akımın sadece bir kısmı örnekleneceği için pik hız değeri doğru ölçülemeyebilir. En doğru ölçümü yapabilmek için bu iki yöntemi kombine olarak kullanmak gerekmektedir. Ayrıca alising artefaktından kaçınmak için hız kodlaması uygun değerde seçilmelidir (49).

Faz kontrast imajlardan elde edilen hız-zaman eğrilerinden kapak alanı ölçümü yapılabilir. Aort kapağı için, kapağın altında sol ventrikül outflow trakt (LVOT) ve kapağın üstünde aortadan hız ölçümleri yapılır (Şekil 6). Her iki plan için sistolik ileri akım hız-zaman integrali (VTI) hesaplanır ve aort kapak alanı formülden elde edilir (51).

$$A_{Ao} = A_{LVOT} (VTI_{LVOT} / VTI_{Ao})$$

**Şekil 7: Aort kapağı altında sol ventrikül outflow trakt (LVOT) ve kapağın üstünde aortadan hız ölçümleri**



## 2.5. Kardiyak görüntülemeyi etkileyen başlıca artefaktlar

### Aliasing (Wraparound)

MRG'de en sık karşılaşılan artefaktlardan biridir. Genellikle incelenen bölge hasta volümünden küçük olduğu zaman veya küçük field of view (FOV) ile çalışıldığında faz kodlama veya frekans kodlama aksisinde görülmektedir. Bununla birlikte çoğunlukla faz kodlama aksisinde ortaya çıkar.

Bu artefakt bezen basit olarak incelenen bölge santralize edilerek veya FOV artırılarak önlenir. Ancak bu matriks boyutunun artması ile spasyal rezolüsyonun azalmasına ve inceleme süresinin artmasına neden olur. Diğer bir yöntem spasyal rezolüsyonu değiştirmeden k-alanının basamak sayısını azaltan "no phase wrap" tekniğidir. İncelenen bölgenin özelliğine göre faz kodlama ve frekans kodlama aksislerinin yönleri değiştirilebilir (54).

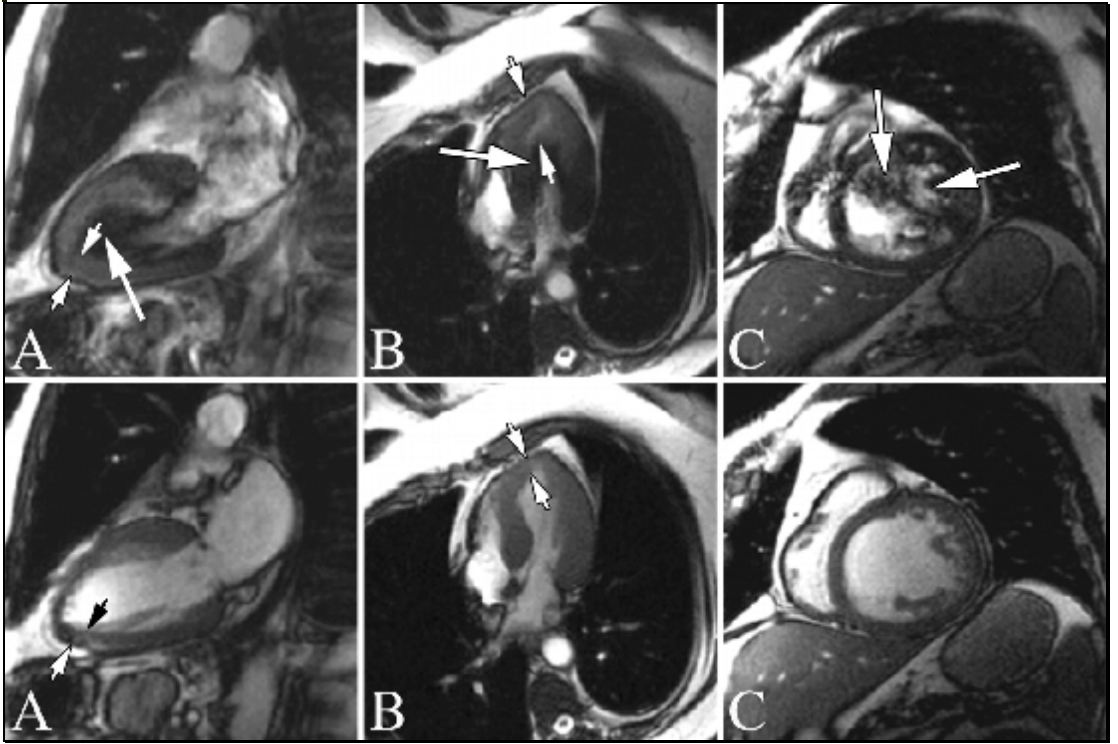
### "Off-resonance" etkileri

Steady state free precession (SSFP) görüntüleme, manyetik alan inhomojenitesi, dokular arası duyarlılık farkları ve kimyasal shift sonucu oluşan "off-resonance" etkilerine duyarlıdır. "Off-resonance" etkileri siyah çizgi (dark stripe) veya siyah akım (dark flow) artefaktı olarak karşımıza çıkabilir (55). Siyah çizgi artefaktları manyetik alanın daha az homojen olduğu FOV alanının kenarlarında, sabit dokularda görülür. Lokal shim kullanılarak veya sekansın TR zamanı kısaltılarak bu artefakt önlenir (54). Siyah akım artefaktı ise daha çok şişman kişilerde, su piki yerine yanlışlıkla yağ pikinin esas alınarak ölçüm yapılmasına bağlı olarak ortaya çıkar (54). Yağ pikinin esas alındığı durumda, FOV alanının merkezinde bulunan su protonları "off-resonance" konumundadır. Siyah kan artefaktı nedeni ile akan kanın sinyal intensitesi düşer ve endokariyal sınırın net olarak izlenememesine neden olur . Miyokardın normalden kalın görünmesine sebep olarak hatalı volümetrik ölçümlere



neden olabilir. Sine görüntülerde kapak yetmezliği görüntüsünü taklit edebilir (Şekil 7) (55). Siyah akım artefaktları lokal shim uygulanarak veya manuel olarak tarayıcı frekansını su pikine ayarlayarak önlenir (54).

**Şekil 8: SSFP sine kardiyak MRG. Üst sıra: Siyah akım artefaktı içeren görüntüler. Alt sıra: Aynı kardiyak fazda siyah akım artefaktı giderilmiş ( lokal shim uygulanarak ve santral frekans manuel olarak düzeltilerek) görüntüler**

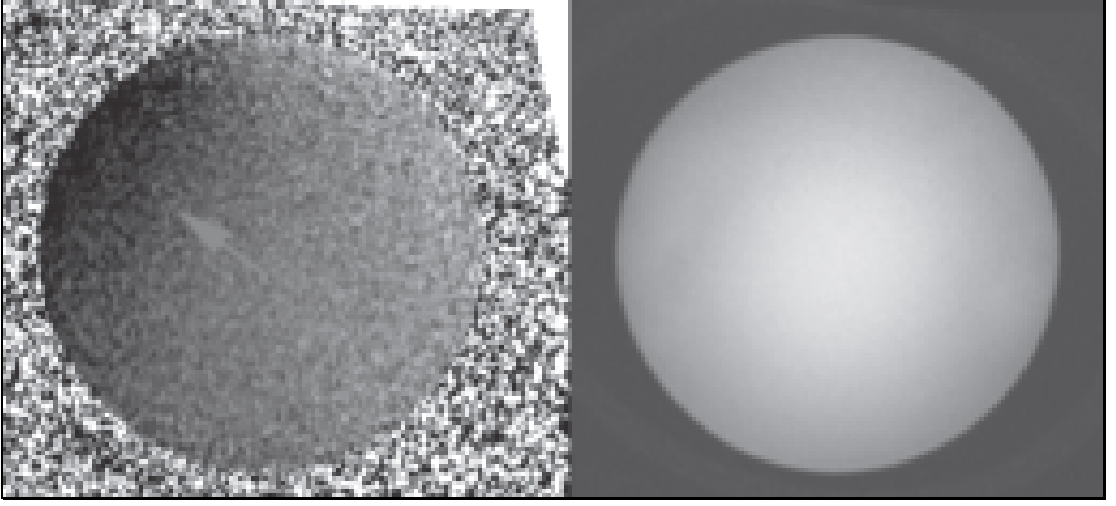


### **Eddy currents ( Girdap akımları)**

Girdap akımlarının nedeni, gradientlerin hızlı biçimde açılıp kapanması sonucu oluşan manyetik alan homojenitesinin bozulmasıdır (56). Manyetik alan değişikliklerine bağlı iletken metal yapılardan kaynaklanan elektrik akımlarıdır. Bu artefakt, faz kontrast MRG incelemesinde kan akımının olduğundan fazla veya az ölçülmesine neden olabilir (Şekil 8). Bazı yazılım programlarında girdap akımlarını önlemeye yönelik yöntemler mevcuttur (56). Ölçüm yapılan alana en yakın sabit

dokuya ROI yerleştirilir ve böylece arka fondaki faz Şiftleri ölçülerek tüm imajdan çıkarılır (54).

**Şekil 9: Akım içermeyen fantomla yapılan faz kontrast MRG. Girdap akımlarına bağlı oluşan faz Şifti (ok).**



### 3- GEREÇ VE YÖNTEM:

Çalışmaya Ekim 2008 ile Ağustos 2009 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi'nde ekokardiyografileri yapılmış ve değişik nedenlerle kardiyak MRG incelemesi için bölümümüze refere edilmiş 38 hasta dahil edilmiştir. Kardiyak MR görüntüleri retrospektif olarak değerlendirilmiş ve sonuçlar hastaların ekokardiyografi bulguları ile karşılaştırılmıştır. Çalışmada ekokardiyografi parametrelerini değerlendirmede kardiyak MRG incelemesinin etkinliği araştırılmıştır. Kardiyak MRG ile ekokardiyografi inceleme zaman aralığı 1-30 gün arasında olan hastalar çalışmaya dahil edilmiştir.

Çalışmaya katılan 38 hastanın 24'ü kadın, 14'ü erkekti. Hastaların yaşları 18-83 (ortalama yaş 57,7) arasındaydı. Kardiyak MRG işlemi öncesi tüm hastalar klostrofobi, kardiyak pacemaker, kardiyoverter, defibrilatör, MRG uyumluluğu bulunmayan cerrahi klip ve protez açısından tarandı. Ekokardiyografik ve kardiyak MRG değerlendirme periyodunda hastalarda klinik değişiklik oluşmadı.

Tüm hastaların incelemeleri, 1,5 Tesla MRG cihazında (Philips Intera Achieva; Philips Medical Systems, Hollanda) yapıldı. Olgular supin pozisyonda, EKG ve respiratuar ped kullanılarak incelendi. Beş fazlı "phased array" kardiyak koil kalp anterioruna gelecek şekilde göğüs ön duvarına yerleştirilerek sinyal toplama kullanıldı. Görüntülerin oluşturulmasında, nefes tutularak, segmented k-space sine steady-state free precession (balanced fast field eko) ve sine phase-contrast sekansları kullanıldı. Kesit kalınlığı 8 mm, kesitler arası mesafe (gap) 2 mm olarak belirlendi. Görüntüler standart olarak 30 kalp fazında elde edildi. İncelemede kullanılan görüntüleme parametreleri tablo 4 ve 5'de verilmiştir.

**Tablo 4: Balanced FFE sekansı görüntüleme parametreleri**

TR	3,5 ms
TE	1,7 ms
EĞME AÇISI (FLIP ANGLE)	60°
FOV	320-380 mm
MATRİKS	192x256
KESİT KALINLIĞI	8 mm
KESİTLER ARASI ARALIK (GAP)	2 mm
SENSE FAKTÖRÜ	2
KARDİYAK FAZ	30

**Tablo 5: Phase-contrast sekansı görüntüleme parametreleri**

TR	4 msn
TE	7 msn
EĞME AÇISI (FLIP ANGLE)	15°
FOV	320-380 mm
MATRİKS	144x256
KESİT KALINLIĞI	10 mm
KESİTLER ARASI ARALIK (GAP)	0
SENSE FAKTÖRÜ	2
KARDİYAK FAZ	40

Her görüntü alınırken, nefes tutma seviyesinin aynı olması görüntü kalitesi için önemli olduğundan hastalardan ekspiryum sonunda nefes tutmaları istendi.

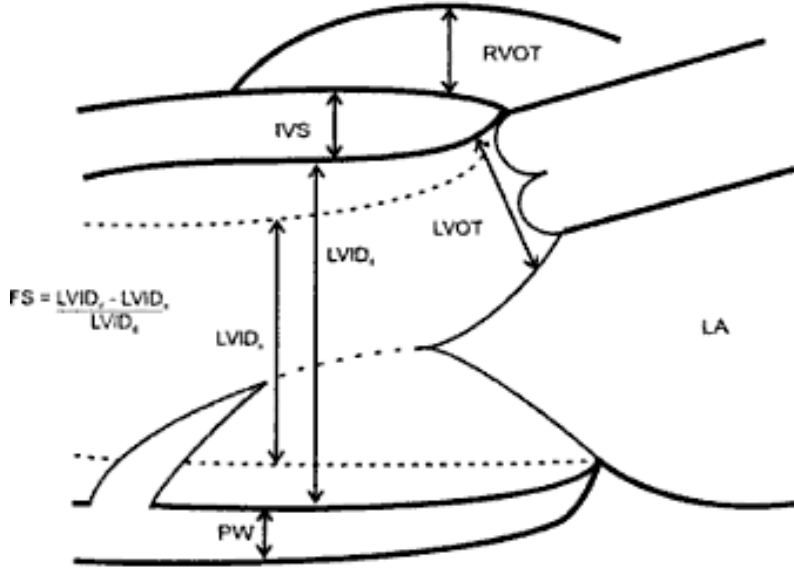
Survey görüntülerden aksiyal ve koronal B-FFE görüntüler elde edildi. Bu görüntüler üzerinden, sağ ve sol kalp için ayrı ayrı vertikal uzun aks (2 odacık) sine B-FFE görüntüler elde edildi. Vertikal uzun aks görüntüler kullanılarak, mitral kapağın ortası-inferioru ile apeksten geçecek şekilde horizontal uzun aks (4 odacık) kesitler alındı. Horizontal ve vertikal uzun aks görüntüler üzerinden sine kısa aks görüntüler elde edildi. Ayrıca ekokardiyografide parasternal uzun aks görüntüleriyle uyum sağlamak amacıyla, koronal B-FFE görüntü kullanılarak horizontal üç odacık görüntüler oluşturuldu. Daha sonra koronal B-FFE ve üç odacık görüntüler kullanılarak aort kapak aksına paralel olacak şekilde aort kapağı düzeyinden sine faz kontrast sekansında kesit serisi elde edildi. Benzer şekilde sağ ve sol kalp için elde edilen sine vertikal uzun aks görüntüler ve horizontal uzun aks görüntülerde, mitral ve triküspit kapaklara paralel olacak şekilde, mitral ve triküspit kapaklar için sine faz kontrast kesit serisi oluşturuldu. Sine faz kontrast görüntüler için uygun VENC (velocity encoding) değerleri girilerek görüntüleme yapıldı. Ortalama MR inceleme süresi 35 dakikaydı.

Elde olunan tüm görüntüler Philips iş istasyonunda bir radyolog tarafından değerlendirildi. Kısa aks ve vertikal uzun aks görüntülerde diyastol ve sistol sonu endokardiyal sınırlar manuel olarak çizildi. Vertikal uzun aks görüntülerden, ekokardiyografi incelemesi ile uyum sağlamak amacıyla, uzun aks alan uzunluk ölçümü yapıldı. Üç odacık görüntülerde, ekokardiyografi incelemesinde parasternal uzun aks görüntüler ile benzer şekilde, sol ventrikül end-diyastolik çap, sol ventrikül end-sistolik çap, sağ ventrikül end-diyastolik çap, sol atrium çapı (sistolik) , interventriküler septum kalınlığı, sol ventrikül posterior duvar kalınlığı ve aort kökü çapı ölçüldü. Sol ventrikül çap ölçümleri ventrikül bazalinde mitral kapak korda düzeyinden yapıldı. Bu hatta paralel olarak sistolik sol atrium çapı ve sağ ventrikül end-diyastolik çap ölçümleri yapıldı. Aort kökü çapı sinüs valsava düzeyinden ölçüldü (57).

Sine faz kontrast görüntüler kullanılarak aort, mitral ve triküspit kapakların sınırları her kesitte manuel olarak çizilerek, bilgisayar yazılım programlarında, hız ölçümleri hesaplandı ve akım paternini gösteren grafikler elde edildi (hız-zaman, volüm-zaman, vs. grafikleri). Kapaklarda yetmezlik ve darlıklar kalitatif ve kantitatif yöntemler ile birlikte değerlendirilerek saptanan yetmezlik ve darlıklar hafif, orta ve ağır olarak derecelendirildi. Sine B-FFE MR görüntülerde sinyal kaybı kalitatif olarak değerlendirilirken konvansiyonel anjiyografi ile benzer şekilde sinyal kaybının derecelendirilmesi yapıldı. Hafif derece = kapağa yakın düzeyde sinyal kaybı; orta derece = proksimal kesime kadar; ağır derece = proksimal kesimin tamamını veya tüm odacığı dolduran sinyal kaybı. Kantitatif değerlendirme için her kesitte ilgili yapı manuel olarak çizildi. Bu çizilen alan (ROI) içerisinde, her zaman dilimindeki akım bilgisi birleştirilerek, bir kalp atımındaki akım volümü ve kapaktan geçen kanın maksimum hızı hesaplandı. Kalbin hareketi ile ölçüm yapılacak alanın ( özellikle mitral ve triküspit kapaklarda) lokalizasyonu değiştiğinden her imajda ROI'nin yeri ayarlandı. İmaj planlaması akıma dik yapıldı. Planlama kapakların oluşturduğu hareket artefaktları ve 'eddy current' artefaktlarını azaltmak için kapakçıklar hizasından değil, anulusun daha proksimal ya da distalinden yapıldı. Alising artefaktından kaçınmak için hız kodlaması uygun değerde seçildi.

Ekokardiyografik inceleme, bir kardiyolog tarafından sol lateral pozisyonda 'Philips HD7' ekokardiyografi cihazı ile 2.5 MHz transdüser kullanılarak, parasternal uzun, kısa aks ve apikal 4 boşluk görüntüler ile yapıldı. Hastalara M-mod ekokardiyografik ve iki boyutlu ekokardiyografik değerlendirme yapıldı. Parasternal uzun aks görüntülerde kalp boşluklarının genişliği ve sol ventrikül duvar kalınlıkları ölçüldü. Doppler ekokardiyografik değerlendirme ile kapak fonksiyonları değerlendirildi. Aort ve mitral kapak hızları ölçüldü.

**Şekil 10: Parasternal uzun aks görüntüde sol ventrikül ölçümleri**



İstatistik hesaplamaları için SPSS 11 programı kullanıldı. Ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemelerinde, sol ventrikül fonksiyonunun değerlendirilmesinde, ölçülebilen değerlerin karşılaştırılmasında Paired-Samples T test kullanıldı. Her iki tetkik arasındaki korelasyonu belirlemek amacı ile Pearson korelasyon testi uygulandı. Kapakların ekokardiyografi sonuçları ile kardiyak MRG sonuçları arasındaki tanısal farklılığı değerlendirmede McNemar test kullanıldı. *p* değeri  $\leq 0.05$  ise istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. İki inceleme sonuçları arası uyum için Kappa testi yapıldı. Kappa değeri  $\leq 0.20$  kötü, 0.21-0.40 zayıf, 0.41-0.60 orta, 0.61-0.80 iyi ve 0.80-1.00 mükemmel uyum olarak kabul edildi. Ekokardiyografi sonuçları altın standart gibi kabul edilerek kardiyak MRG sonuçlarının duyarlılık, özgüllük, doğruluk, pozitif öngörü ve negatif öngörü değerleri hesaplandı. Hesaplamalarda; Duyarlılık: gerçek pozitif (GP) / gerçek pozitif (GP) + yanlış negatif (YN), Özgüllük: gerçek negatif (GN) / gerçek negatif (GN) + yanlış pozitif (YP), Pozitif öngörü değeri: GP / GP + YP, Negatif öngörü değeri: GN / GN + YN ve Doğruluk oranı: GP + GN / Toplam formülleri kullanıldı.

## 4- BULGULAR

Tüm hastalarda sol ventrikül (LV) sistolik-diyastolik çapı, interventriküler septum kalınlığı, sol ventrikül posterior duvar kalınlığı, sol atriyum çapı aort kökü çapı, sağ ventrikül çapı (diyastolik) ve ejeksiyon fraksiyonu ölçüldü.

Sol ventrikül sistolik çapı ölçümleri, 38 hastanın 34 (%89)'ünde kardiyak MRG ve ekokardiyografi incelemelerinde normal sınırlardaydı ( Sol ventrikül sistolik çapı normal değerleri 25-41 mm arasında kabul edildi.). Dört (%10) hastada, kardiyak MRG ve ekokardiyografi incelemelerinin ikisinde de LV çapı normalin üzerinde idi. Ekokardiyografide parasternal uzun aks ve kardiyak MRG'de üç odacık görüntülerde ölçülen sol ventrikül sistolik çap değerleri arasında anlamlı istatistiksel fark saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 6). İki tetkik arasında çok iyi derecede korelasyon saptandı ( $r= 0,776$ ,  $p<0,01$ )

**Tablo 6: Sol ventrikül sistolik çap ölçümünde ekokardiyografi (eko) ile kardiyak MRG (KMRG) ölçümlerinin karşılaştırılması**

LVSD (mm)	N	ortalama	SD
Eko	38	32,8	7,9
KMRG	38	33,5	7,4

LVSD: Sol ventrikül sistolik çap, SD: standart deviasyon

Sol ventrikül diyastolik çap değerlendirilmesinde, ölçümler 38 hastanın 33 (%86)'ünde normal değerler arasındaydı ( Sol ventrikül diyastolik çapı normal değerleri 35-57 mm arasında kabul edildi.). İki (%5) hastada eko ve MRG incelemelerinde normalin üzerinde değerler saptandı. İki (%5) hastada ise her iki tetkikte de değerler normalin üst sınırındaydı. Bir (%2) hastada ekokardiyografide ölçülen değer normalin üzerinde iken kardiyak MRG'de normal aralıktaydı. Ekokardiyografide parasternal uzun aks ve kardiyak MRG'de üç odacık görüntülerde ölçülen sol ventrikül diyastolik çap değerleri arasında anlamlı istatistiksel fark



saptandı ( $p<0,05$ ) (Tablo 7). İki tetkik arasında çok iyi derecede korelasyon saptandı ( $r= 0,795, p<0,01$ ).

**Tablo 7: Sol ventrikül diyastolik çap ölçümünde ekokardiyografi ile kardiyak MRG ölçümlerinin karşılaştırılması**

LVDd (mm)	N	ortalama	SD
Eko	38	49,9	6,4
KMRG	38	48	6,9

LVDd: Sol ventrikül diyastolik çap, SD: standart deviasyon

İnterventriküler septum kalınlığı ekokardiyografide parasternal uzun aks ve kardiyak MRG’de üç odacık görüntülerden ölçüldü. Ölçümler 38 hastanın 17 (%44)’sinde normal değerlerde ve 17(%44)’sinde normalin üstünde bulundu ( İnterventriküler septum kalınlığı normal değerleri 6-11 mm arasında kabul edildi.). Dört (%10) hastada ekokardiyografide ölçülen değerler normalin üzerinde iken kardiyak MRG’de normal aralıktaydı. Ekokardiyografi ve kardiyak MRG’de ölçülen değerler arasında anlamlı istatistiksel fark saptandı ( $p<0,05$ ) (Tablo 8). İki tetkik arasında çok iyi derecede korelasyon saptandı ( $r= 0,798, p<0,01$ ).

**Tablo 8: İnterventriküler septum kalınlığı ölçümünde ekokardiyografi ile kardiyak MRG ölçümlerinin karşılaştırılması**

IVSd (mm)	N	ortalama	SD
Eko	38	12,4	2,4
KMRG	38	11,0	2,7

IVSd: İnterventriküler septum kalınlığı, SD: standart deviasyon

Sol ventrikül posterior duvar kalınlığı 38 hastanın 23 (%60)’ünde normal sınırlardaydı ( Sol ventrikül posterior duvar kalınlığı normal değerleri 6-11 mm arasında kabul edildi.). Dokuz (%23) hastada, kardiyak MRG ve ekokardiyografi

incelemelerinin ikisinde de normalin üzerindeydi. Altı (%15) hastada ekokardiyografide ölçülen değerler normalin üzerinde iken kardiyak MRG’de normal aralıktaydı. Ekokardiyografide parasternal uzun aks ve kardiyak MRG’de üç odacık görüntülerde ölçülen sol ventrikül posterior duvar kalınlığı değerleri arasında anlamlı istatistiksel fark saptandı ( $p<0,05$ ) (Tablo 9). İki tetkik arasında iyi derecede korelasyon saptandı ( $r= 0,536$ ,  $p<0,05$ )

**Tablo 9: Sol ventrikül posterior duvar kalınlığı ölçümünde ekokardiyografi ile kardiyak MRG ölçümlerinin karşılaştırılması**

LV post. duvar (mm)	N	ortalama	SD
Eko	38	10,9	1,8
KMRG	38	9,2	2,0

LV post. duvar: Sol ventrikül posterior duvar kalınlığı, SD: standart deviasyon

Sol atriyum çapı çalışmaya katılan 38 hastada ölçüldü. 38 hastanın 21(%55)’inde ölçümler kardiyak MRG ve ekokardiyografi incelemelerinde normal sınırlardaydı ( Sol atriyum sistolik çapı normal değerleri 19-40 mm arasındakabul edildi.). Sekiz (%21) hastada, kardiyak MRG ve ekokardiyografi incelemelerinin ikisinde de normalin üzerindeydi. Sadece bir (%2) hastada ekokardiyografi incelemesinde normal değer saptanırken, kardiyak MRG incelemesinde normalin üzerinde değer bulundu. Sekiz (%21) hastada ise ekokardiyografide normalin üzerinde değer saptanırken, kardiyak MRG incelemesinde normal değerler saptandı. Ekokardiyografide parasternal uzun aks ve kardiyak MRG’de üç odacık görüntülerde ölçülen sol atriyum çap değerleri arasında anlamlı istatistiksel fark saptanmadı ( $p=0,05$ ) (Tablo 10). İki tetkik arasında iyi derecede korelasyon saptandı ( $r= 0,689$ ,  $p<0,01$ )

**Tablo 10: Sol atriyum çapı ölçümünde ekokardiyografi ile kardiyak MRG ölçümlerinin karşılaştırılması**

LAd (mm)	N	ortalama	SD
Eko	38	38,7	6,0
KMRG	38	36,0	7,6

LA: Sol atriyum çapı, SD: standart deviasyon

Aort kökü çapının değerlendirilmesinde, ölçümler 38 hastanın 29 (%76)'nda normal değerler arasındaydı ( Aort kökü çapı normal değerleri 20-37 mm arasında kabul edildi.). Altı (%15) hastada eko ve MRG incelemelerinde normalin üzerinde değerler saptandı. İki (%5) hastada ekokardiyografi incelemesinde normal değerler saptandı. Ancak kardiyak MRG incelemesinde ölçümler normalin üzerindeydi. Bir (%2) hastada ise ekokardiyografide ölçülen değer normalin üzerinde iken kardiyak MRG'de normal aralıktaydı. Ekokardiyografide parasternal uzun aks ve kardiyak MRG'de üç odacık görüntülerde ölçülen aort kökü çap değerleri arasında anlamlı istatistiksel fark saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 11). İki tetkik arasında iyi derecede korelasyon saptandı ( $r= 0,670$ ,  $p<0,01$ ).

**Tablo 11: Aort kökü çap ölçümünde ekokardiyografi ile kardiyak MRG ölçümlerinin karşılaştırılması**

Aort kökü	N	ortalama	SD
Eko	38	31,2	4,9
KMRG	38	30,2	5,5

Sağ ventrikül çapı (diyastolik) 38 hastanın 20 (%52)'nde normal sınırlardaydı ( Sağ ventrikül çapı normal değerleri 9-26 mm arasında kabul edildi.). Dokuz (%23) hastada, kardiyak MRG ve ekokardiyografi incelemelerinin ikisinde de normalin üzerindeydi. Beş (%13) hastada ekokardiyografide ölçülen değerler normalin üzerinde iken kardiyak MRG'de normal aralıktaydı. Dört (%10) hastada ise ekokardiyografide ölçülen değerler normalin üzerinde, kardiyak MRG'de ölçülen değerler normal sınırlarda bulundu. Ekokardiyografide parasternal uzun aks ve kardiyak MRG'de üç odacık görüntülerde ölçülen sağ ventrikül çap değerleri arasında

anlamli istatistiksel fark saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 12). İki tetkik arasında iyi derecede korelasyon saptandı ( $r= 0,526$ ,  $p<0,01$ ).

**Tablo 12: Sağ ventrikül çapı ölçümünde ekokardiyografi ile KMRG ölçümlerinin karşılaştırılması**

RVd	N	ortalama	SD
Eko	38	25,8	3,8
KMRG	38	29,7	4,7

RVd: Sağ ventrikül çapı, SD: standart deviasyon

Sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu 38 hastanın 34 (%89)'ünde normal sınırlardaydı. Dört (%10) hastada, kardiyak MRG ve ekokardiyografi incelemelerinin ikisinde de normalin altındaydı ( $EF<\%45$ ). Ekokardiyografide parasternal uzun aks ve kardiyak MRG'de iki odacık uzun aks görüntülerde ALEF (area-length ejeksiyon fraksiyonu) yöntemi ile ölçülen EF değerleri arasında anlamlı istatistiksel fark saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 13). İki tetkik arasında mükemmel derecede uyum saptandı ( $r= 0,80$ ,  $p<0,01$ ).

**Tablo 13: Sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu ölçümünde ekokardiyografi ile KMRG ölçümlerinin karşılaştırılması**

EF (%)	N	ortalama	SD
Eko	38	61,2	11,8
KMRG	38	63,5	12,8

EF: Sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu, SD: standart deviasyon

Otuzsekiz hastanın 37 (%97)'sinde sine faz kontrast görüntüler kullanılarak aort, mitral ve triküspit kapaklarında yetmezlik ve darlıklar kalitatif ve kantitatif yöntemler ile birlikte değerlendirilerek derecelendirildi. Otuzbir (%81) hastada mitral kapak ve 32 (%84) hastada aort kapak maksimum akım hız değerleri ölçüldü. Kapakların değerlendirilmesinde ekokardiyografi sonuçları altın standart gibi kabul

edilerek kardiyak MRG sonuçlarının duyarlılık, özgüllük, doğruluk, pozitif öngörü ve negatif öngörü değerleri hesaplandı.

Kardiyak MRG incelemesinde 37 hastanın 16 (%43) 'sında mitral kapak yetmezliği saptanmadı. Onsekiz ( %48) hastada hafif derecede ve 3 (%8) hastada orta derecede mitral yetmezlik mevcuttu. Kardiyak MRG incelemesinde hiçbir hastada ağır derecede mitral yetmezlik izlenmedi. Ekokardiyografi incelemesinde ise 37 hastanın 12 (%32)'sinde mitral yetmezlik saptanmadı. Ondokuz ( %51) hastada hafif derecede, 5 ( %13) hastada orta derecede ve sadece 1 ( %2) hastada ağır derecede mitral yetmezlik saptandı. Kardiyak MRG'nin mitral yetmezliği belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve doğruluğu sırasıyla % 80, %92, %95, %68 ve % 83 olarak bulundu ( Tablo 14). Mitral yetmezliği belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). Her iki tetkik arasında iyi derecede uyum izlendi ( $K=0,660$ ).

**Tablo 14: Kardiyak MRG'nin mitral yetmezliği belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri**

		EKO		Toplam
		MY (+)	MY(-)	
KMRG	MY (+)	20 %95	1	21
	MY (-)	5	11 %68,8	16
Toplam		25	12	37

Kardiyak MRG incelemesinde 37 hastanın 36 (%97) 'sında mitral kapak darlığı saptanmadı. Sadece 1 ( %2) hastada hafif derecede mitral darlık saptandı. Kardiyak MRG incelemesinde hiçbir hastada orta veya ağır derecede mitral darlık saptanmadı. Ekokardiyografi incelemesinde ise 37 hastanın 33 (%89)'ünde mitral darlık izlenmedi. Sadece 1 ( %2) hastada hafif derecede, 3 ( %8) hastada orta derecede mitral darlık mevcuttu. Kardiyak MRG'nin mitral darlığı belirlemedeki duyarlılık,

özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve doğruluğu sırasıyla % 25, %100, %100, %91 ve % 91 olarak bulundu ( Tablo 15). Mitral darlığı belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). Mitral darlığı belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında zayıf derecede uyum izlendi ( $K=0,370$ ).

**Tablo 15: Kardiyak MRG'nin mitral darlığı belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri**

		EKO		Toplam
		MD (+)	MD(-)	
KMRG	MD (+)	1 %100	0	1
	MD (-)	3	33 %91	36
Toplam		4	33	37

Çalışmaya katılan 31(%83) hastada mitral kapaklar düzeyinde E ve A dalgalarının hızları ölçüldü. Doppler ekokardiyografi ve faz-kontrast MRG incelemesi ile kantitatif olarak ölçülen E ve A dalgalarının hız değerleri arasında anlamlı istatistiksel fark saptandı ( $p<0,05$ ) (Tablo 16, 17). İki tetkik arasında E ve A dalgasının hızı açısından zayıf-orta derecede uyum izlendi ( $K=0,435$ ,  $p< 0,05$ ) ( $K=0,493$ ,  $p< 0,01$ ).

**Tablo 16: Mitral kapaklar düzeyinde E dalgası hızı ölçümünde eko ile KMRG ölçümlerinin karşılaştırılması**

Pik E (m/sn)	N	ortalama	SD
Eko	31	0,9	0,42
KMRG	31	0,5	0,12

**Tablo 17: Mitral kapaklar düzeyinde A dalgası hızı ölçümünde eko ile KMRG ölçümlerinin karşılaştırılması**

Pik A ( m/sn)	N	ortalama	SD
Eko	31	0,9	0,33
KMRG	31	0,6	0,19

Kardiyak MRG incelemesinde 37 hastanın 23 (%62) 'ünde aort yetmezliği saptanmadı. Onbir ( %29) hastada hafif derecede ve 3 ( %8) hastada orta derecede aort yetmezliği mevcuttu. Kardiyak MRG incelemesinde ağır derecede aort yetmezliği olan hasta saptanmadı. Ekokardiyografi incelemesinde ise 37 hastanın 20 (%54)'sinde aort yetmezliği izlenmedi. Onbir ( %29) hastada hafif derecede, 5 (%13) hastada orta derecede ve 1 (%2) hastada ağır derecede aort yetmezliği saptandı. Kardiyak MRG'nin aort yetmezliği belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve doğruluğu sırasıyla % 80, %92, %95, %68 ve % 83 olarak bulundu ( Tablo 18). Aort yetmezliği belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). Aort yetmezliği belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında orta derecede uyum izlendi ( $K=0,504$ ).

**Tablo 18: Kardiyak MRG'nin aort yetmezliğini belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri**

		EKO		Toplam
		AY (+)	AY(-)	
KMRG	AY (+)	11 %78	3	14
	AY (-)	6	17 %73	23
Toplam		17	20	37

Kardiyak MRG incelemesinde 37 hastanın 29 (%78) 'unda aort darlığı saptanmadı. Üç ( %8) hastada hafif derecede, 4 ( %10) hastada orta derecede ve 1 (%2) hastada ağır derecede aort darlığı mevcuttu. Ekokardiyografi incelemesinde ise

37 hastanın 29 (%78) 'unda aort darlığı izlenmedi. Beş ( %13) hastada hafif derecede ve 3 (%8) hastada orta derecede aort darlığı saptandı. Ekokardiyografi incelemesinde ağır derecede aort darlığı olan hasta saptanmadı. Kardiyak MRG'nin aort darlığını belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve doğruluğu sırasıyla % 100, %100, %100, %100 ve % 100 olarak bulundu ( Tablo 19). Aort darlığını belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). Aort darlığını belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında mükemmel derecede uyum izlendi ( $K=1,0$ ).

**Tablo 19: Kardiyak MRG'nin aort darlığını belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri**

		EKO		Toplam
		AD (+)	AD(-)	
KMRG	AD (+)	8 %100	0	8
	AD (-)	0	29 %100	29
Toplam		8	29	37

Aort kapağı düzeyinde akım hızı 32 hastada ölçüldü. Doppler ekokardiyografi ve faz-kontrast MRG incelemesi ile kantitatif olarak ölçülen hız değerleri arasında anlamlı istatistiksel fark saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 20). İki tetkik arasında çok iyi derecede uyum izlendi ( $K=0,778$ ,  $p< 0,01$ ).

**Tablo 20: Aort kapağı düzeyinde akım hız ölçümünde eko ile KMRG ölçümlerinin karşılaştırılması**

AV max (m/sn)	N	ortalama	SD
Eko	32	1,7	0,75
KMRG	32	1,6	0,68



Kardiyak MRG incelemesinde 37 hastanın 27 (%72) 'sinde triküspit yetmezliği saptanmadı. On ( %27) hastada hafif derecede triküspit yetmezliği mevcuttu. Kardiyak MRG incelemesinde orta ya da hafif derecede triküspit yetmezliği olan hasta saptanmadı. Ekokardiyografi incelemesinde ise 37 hastanın 16 (%43) 'sında triküspit yetmezliği izlenmedi. Onsekiz ( %48) hastada hafif derecede ve 3 (%8) hastada orta derecede triküspit yetmezliği saptandı. Ekokardiyografi incelemesinde ağır derecede triküspit yetmezliği olan hasta saptanmadı. Kardiyak MRG'nin triküspit yetmezliği belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve doğruluğu sırasıyla % 40 , %88, %80, %55 ve % 62 olarak bulundu ( Tablo 21). Triküspit yetmezliği belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). Triküspit yetmezliği belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında zayıf derecede uyum izlendi ( $K=0,270$ ).

**Tablo 21: Kardiyak MRG'nin triküspit yetmezliğini belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri**

		EKO		Toplam
		TY (+)	TY(-)	
KMRG	TY (+)	8 %80	2	10
	TY (-)	12	15 %55	27
Toplam		20	17	37

Kardiyak MRG incelemesinde 37 hastanın 37 (%100) 'sinde triküspit darlığı saptanmadı. Ekokardiyografi incelemesinde ise 37 hastanın 36 (%97) 'sında triküspit darlığı izlenmedi. Sadece 1 ( %2) hastada hafif derecede triküspit darlığı saptandı. Ekokardiyografi incelemesinde orta veya ağır derecede triküspit darlığı olan hasta saptanmadı. Kardiyak MRG incelemesinde triküspit darlığı olan hasta saptanmadığından istatistiksel değerlendirme yapılamamıştır.

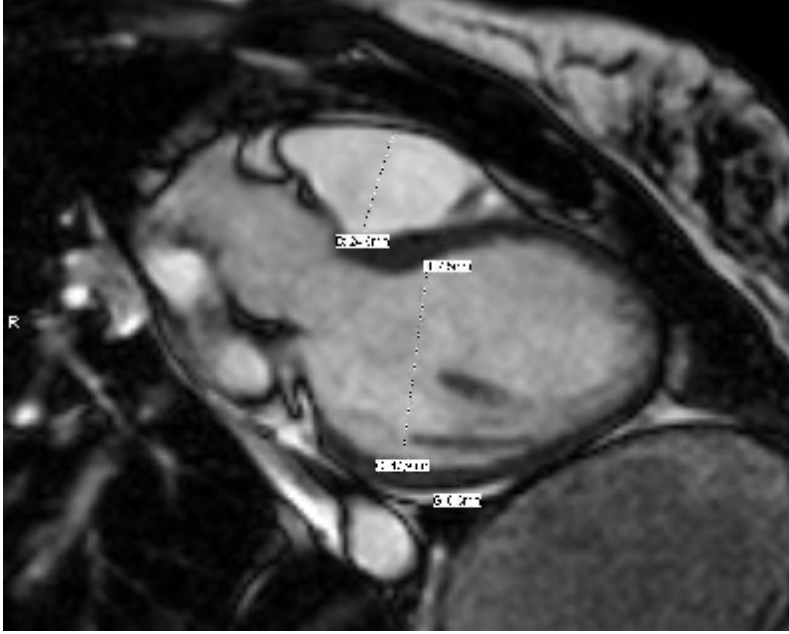
Mitral kapak düzeyinden akım-hız eğrileri elde edilerek 31 (%83) hastada E ve A dalgalarının pik hızları ölçüldü. Pik E ve pik A hızları oranarak, E dalgası hızı A dalgası hızından büyük ( $E/A < 1$ ) olarak saptanan değerler diyastolik disfonksiyon açısından anlamlı kabul edildi. Kardiyak MRG'nin sol ventrikül diyastolik disfonksiyonunu belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve doğruluğu sırasıyla % 100 , %83, %90, %100 ve % 93 olarak bulundu ( Tablo 22). Diyastolik disfonksiyonu belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı ( $p > 0,05$ ). Diyastolik disfonksiyonu belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında mükemmel derecede uyum izlendi ( $K = 0,860$ ).

**Tablo 22: Kardiyak MRG'nin sol ventrikül diyastolik disfonksiyonunu belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif ve negatif öngörü değerleri**

		EKO		Toplam
		DD (+)	DD(-)	
MRG	DD (+)	19 %80	2	21
	DD (-)	0	10 %55	10
Toplam		19	12	31

Üç hastada kardiyak MRG incelemede ekokardiyografi incelemesi ile benzer şekilde sol ventrikül duvar hareket kusuru izlendi. Üç hastada asendan aorta dilatasyonu ve 1 hastada ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemelerinde biküspit aorta ile uyumlu görünüm mevcuttu. Ancak 1 hastada ekokardiyografide biküspit olarak belirtilen aort kapağının, kardiyak MRG incelemesinde olağan yapıda olduğu izlendi.

## 5- OLGU ÖRNEKLERİ

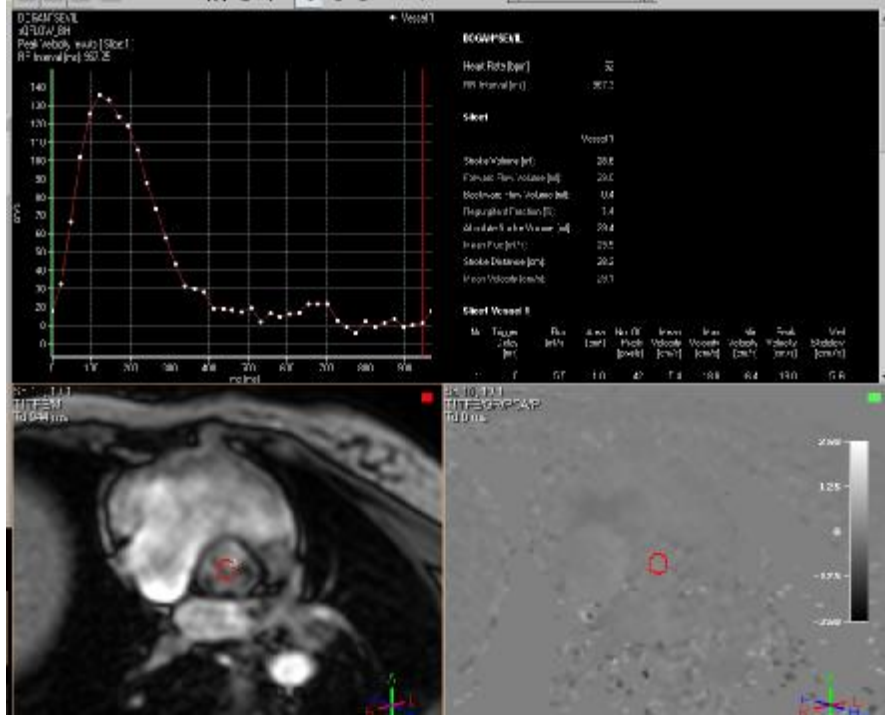


a-

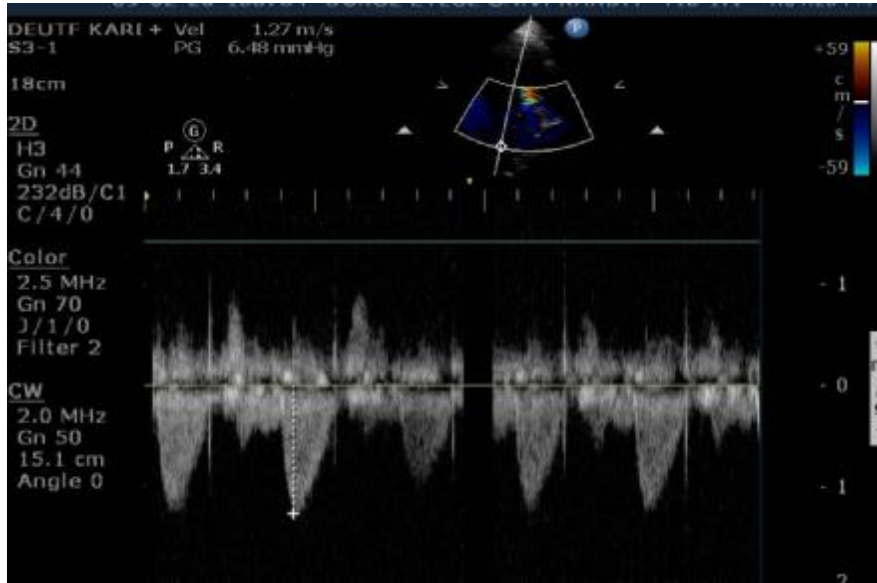


b-

**Olgu 1:** Sine üç odacık KMRG'de (a) ve parasternal uzun aks ekokardiyografide (b) sol ve sağ ventrikül boyutu ve sol ventrikül duvar kalınlık ölçümleri

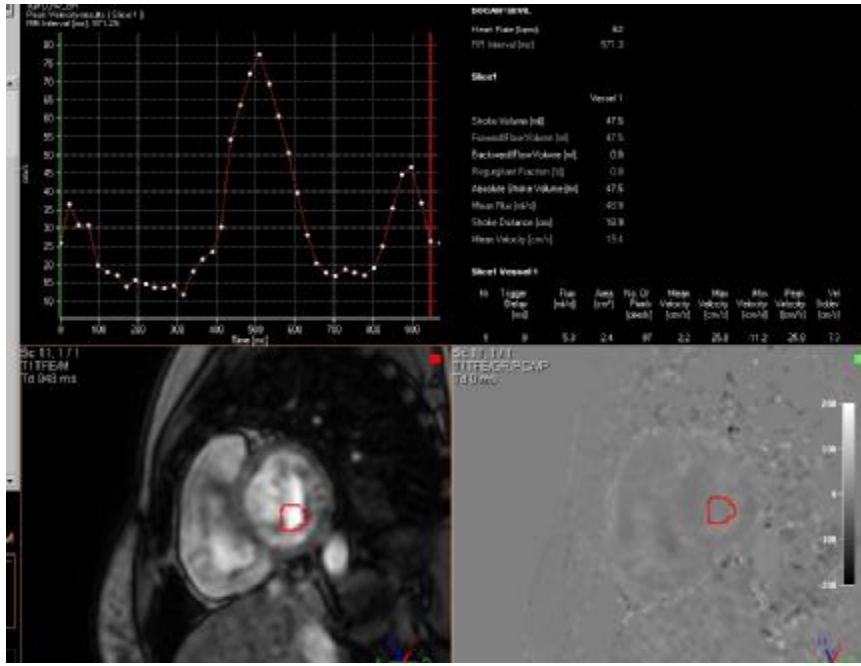


a-

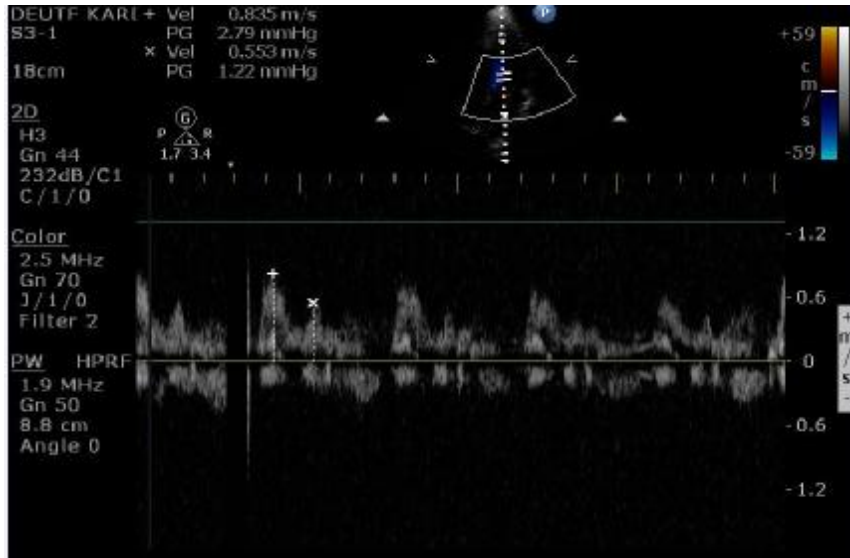


b-

**Olgu 2-** Faz kontrast KMRG’de (a) ve ekokardiyografide (b) aort kapak hız (AV max) ölçümleri

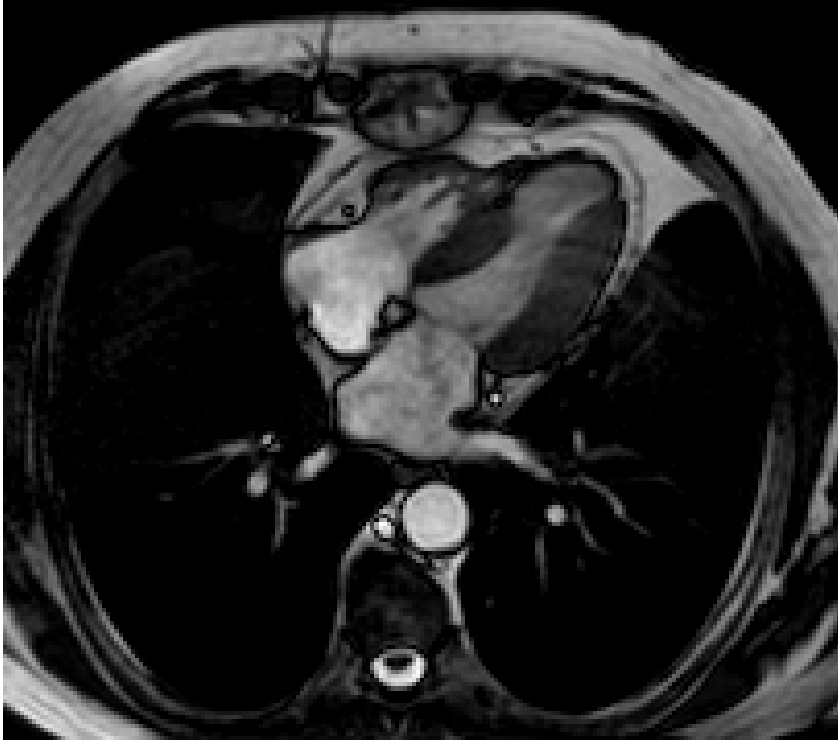


a-

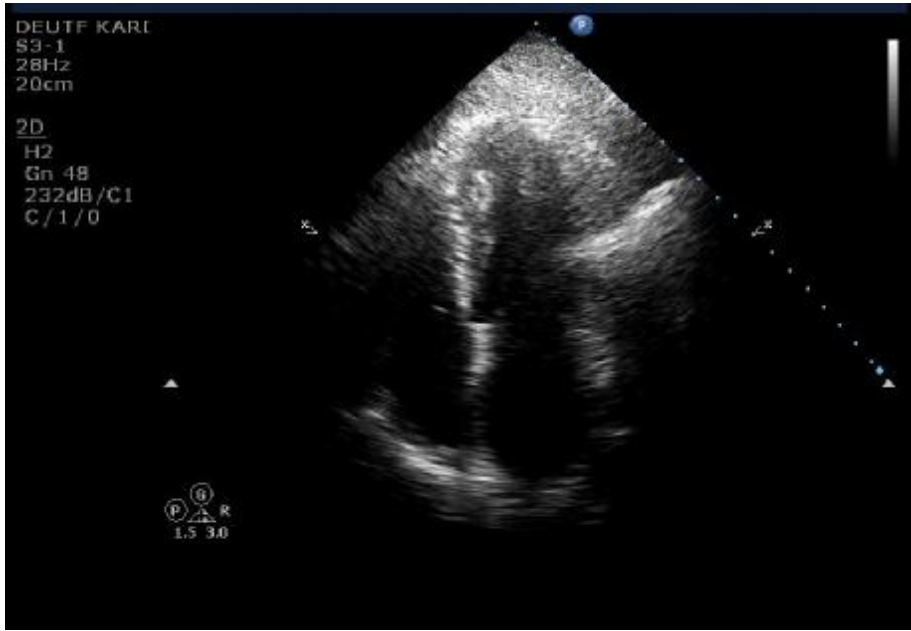


b-

**Olgu 3:** Faz kontrast KMRG'de (a) ve ekokardiyografide (b) mitral kapak hız ölçümleri

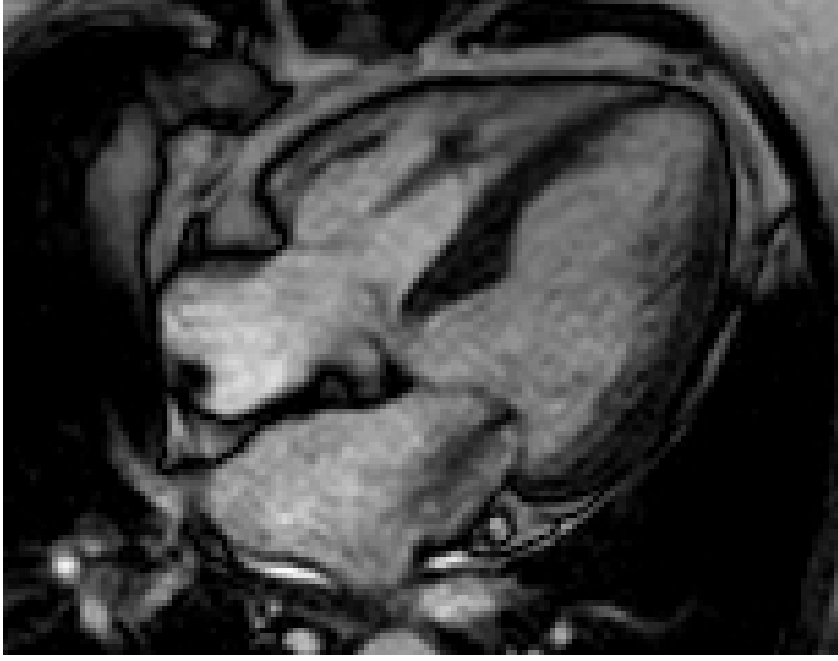


a-



b-

**Olgu 4:** Sine dört odacık KMRG (a) ve ekokardiyografide (b) apikal anevrizma ve sol ventrikül duvar kalınlık artışı

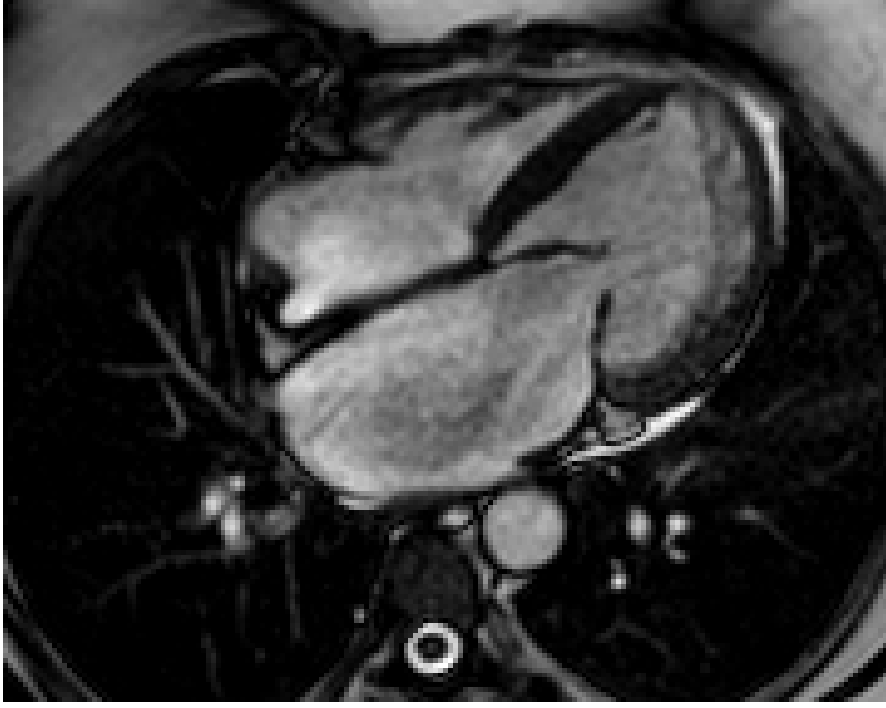


a-



b-

**Olgu 5:** Sine dört odacık KMRG'de (a) mitral kapak seviyesinde sol atriyumuna doğru mitral yetmezlik ile uyumlu sinyal kaybı. Ekokardiyografide (b) mitral yetmezliği gösteren akım.



a-



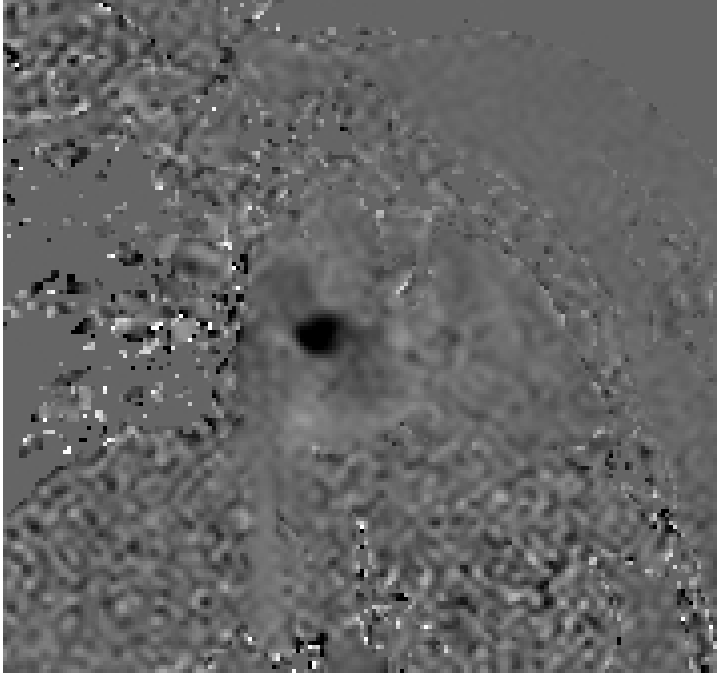
b-

**Olgu 6:** Sine dört odacık KMRG'de (a) diyastolik fazda mitral posterior kapakta hareket kısıtlılığı. Kapaklarda kalınlaşma ve düzensizlik. Ekokardiyografide (b) benzer görünüm



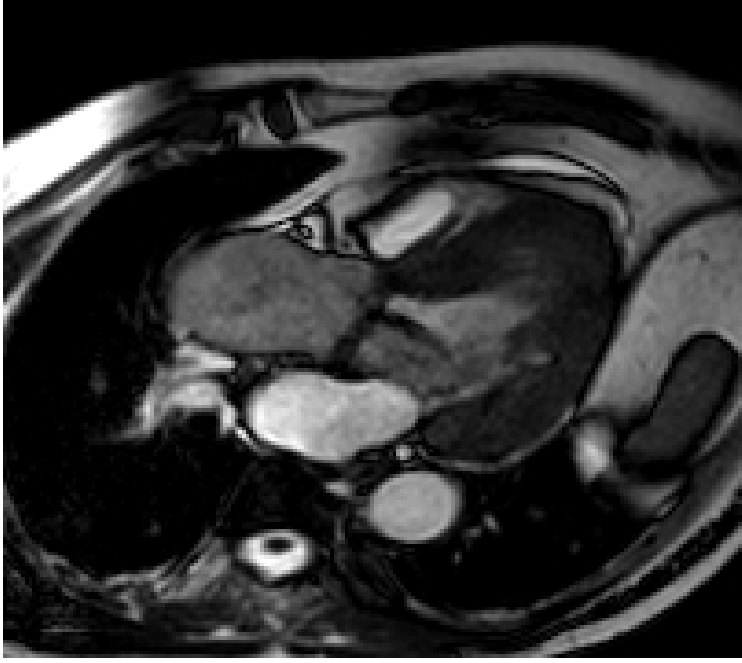


a-



b-

**Olgu 7:** Sine dört odacık görüntüde (a) ASD ile uyumlu defekt. İnteratriyal septuma paralel elde olunan faz kontrast görüntüde (b) defekten geçen kan akımına ait sinyal.

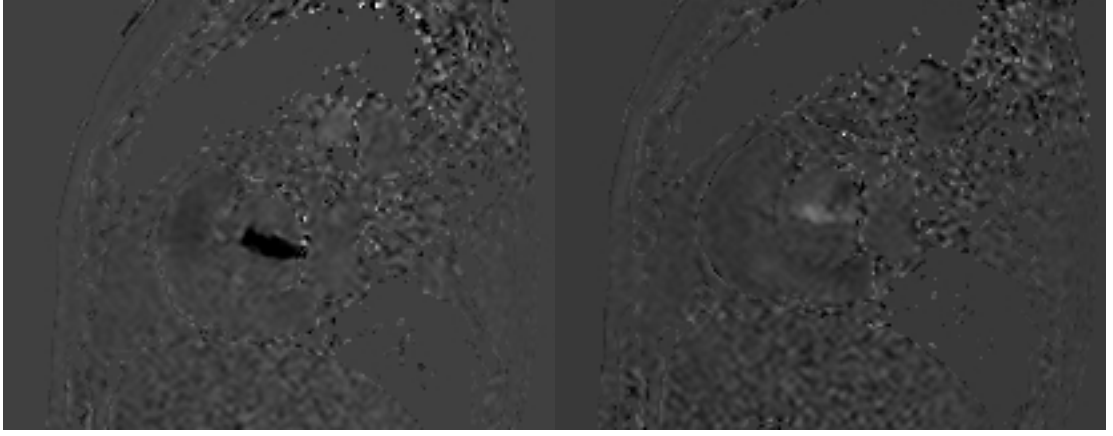


a-

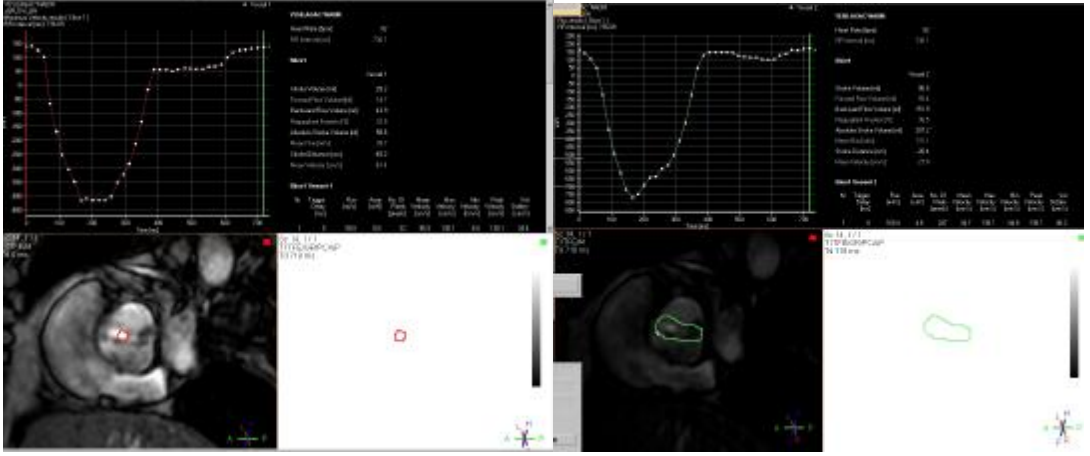


b-

**Olgu 8:** Sine üç odacık görüntülerde, aort kapağı seviyesinde diyastolde sol ventriküle (a), sistolde aortaya (b) doğru olan sinyal kaybı. Aort kapağında kalınlaşma ve düzensizlikler. Sol ventrikül duvarında hipertrofi ile uyumlu kalınlaşma.

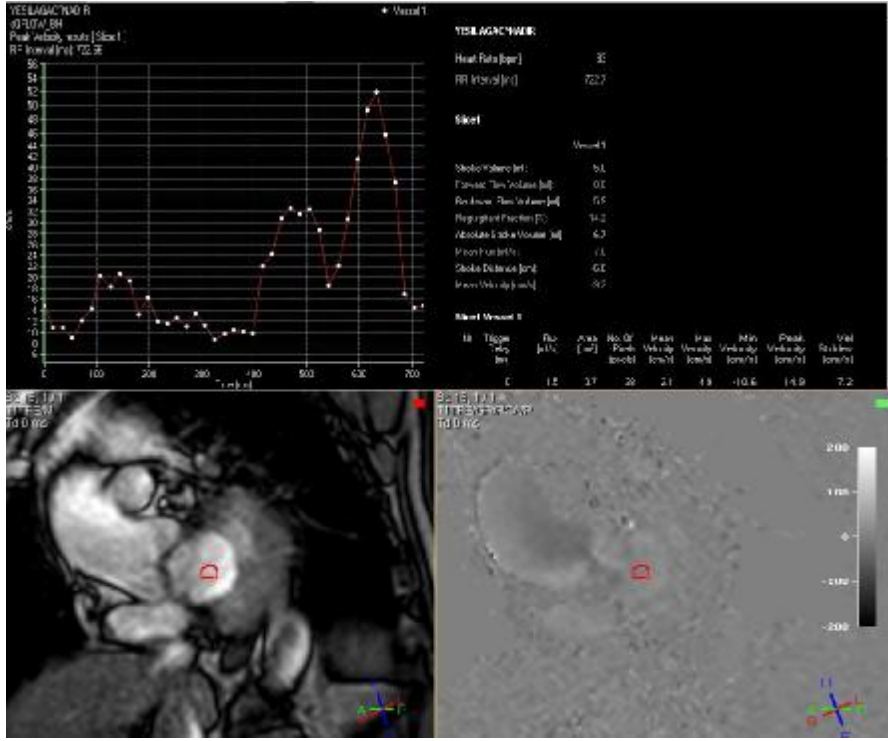


a-

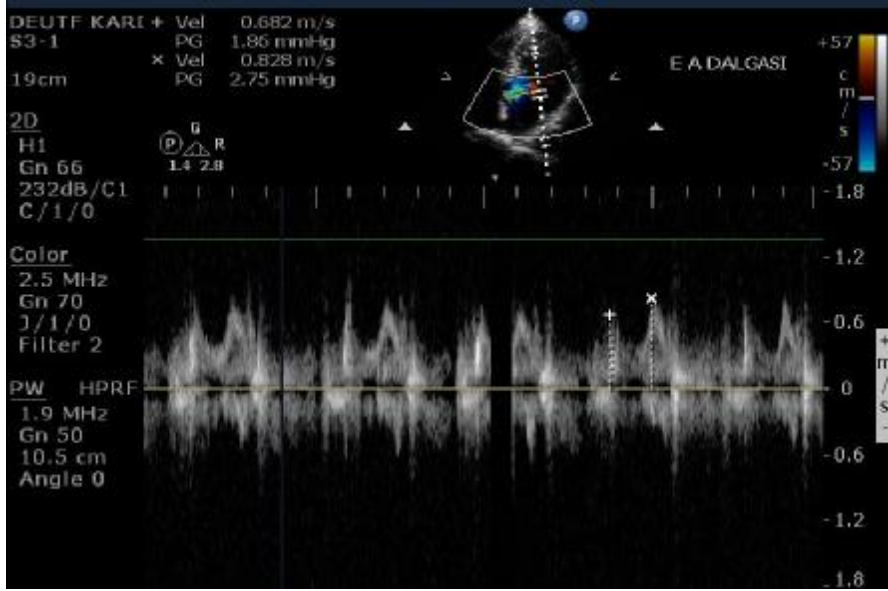


b-

**Olgu 9:** a- Faz kontrast KMRG'de aort kapağı düzeyinde stenoz (siyah) ve yetmezlik (beyaz) akımlarının görünümü. b- Aort kapağı düzeyinden elde edilen hız-zaman ve akım-zaman eğrilerinde stenoz ve yetmezlik bulguları.



a-



b-

**Olgu 10:** Faz kontrast KMRG'de (a) ve ekokardiyografide (b) diyastolik disfonksiyonu gösteren E<A dalgaları.

## 6- TARTIŞMA

Medikal ve girişimsel yöntemlerin gelişmesine rağmen ortalama yaşam süresinin artması ile kalp hastalıklarının prevalansı yükselmeye devam etmektedir (1,2). Tedavide kullanılabilecek alternatif yöntemlerin sayısının artması, kardiyak fonksiyonun invazif olmayan, tekrarlanabilirliği olan yöntemlerle değerlendirilmesini daha da önemli hale getirmiştir. Günümüzde ventriküler disfonksiyonun, morfolojik değişikliklerin veya kapak hastalıklarının doğru tespiti ve yakın takibi bu hastalarda tedavi değişim zamanlarının doğru olarak belirlenmesini sağlamış ve hastaneye yatış sayısını azaltmıştır.

Ventriküler fonksiyonun değerlendirilmesinde en sık kullanılan metod ekokardiyografi olmasına rağmen, M-mod ve 2-boyutlu ekokardiyografinin teknik dezavantajları klinik sorulara daha doğru ve güvenilir cevap verebilecek noninvazif görüntüleme metotlarının geliştirilmesini zorunlu kılmıştır. Bellenger ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, iyi kalitede ekokardiyografik görüntü temel alındığında, hastaların %31'inin çalışma dışında kalması gerektiği gösterilmiştir (58). Endokardiyal sınırların daha net belirlenmesine yönelik doku harmonik inceleme ve ekokardiyografik kontrast ajanların kullanımı da yeterli düzeyde fayda sağlamamıştır. Üç boyutlu ekokardiyografi, iki boyutlu ekokardiyografi ve M-mod görüntülemeye göre avantajlı görünse de kullanıcı bağımlıdır ve yaygın değildir. Günümüzde ekokardiyografik fonksiyonel değerlendirmede tecrübeli bir operatörün göz kararı yaptığı fonksiyon analizi kantitatif ölçüm metotları kadar geçerli kabul edilmektedir (59).

Gelişmiş ülkelerde, kardiyak morbidite ve mortalitenin en sık nedeni hala iskemik kalp hastalığıdır. Ortalama yaşam süresinin artması ile birlikte kalp kapak hastalarının sayısı da artış göstermektedir. Bu İleri derece kapak hastalıkları cerrahi olarak tedavi edilmektedir (49). Doppler ekokardiyografi kalp kapaklarının değerlendirmede en sık kullanılan yöntemdir. Ancak kardiyak kateterizasyon ve invazif anjiyografi bu konuda 'altın standart' olarak kabul edilmektedir. Radyasyon

maruziyeti, kontrast madde kullanımı ve kapak yetmezliklerinin ölçülmesinde optimal olmaması kateter anjiyografinin dezavantajlarıdır (60).

Kardiyovasküler MR görüntüleme, son yıllarda donanım ve yazılım programlarındaki gelişmeler sayesinde, kalbin incelenmesinde giderek ön plana çıkmaktadır. Ventriküllerin gerçek uzun ve kısa eksen görüntülerinin elde edilmesiyle, geometrik modelden bağımsız olarak yapılan MRG ile fonksiyon analiz artık günümüzde altın standart olarak kabul edilmektedir (38,61). Özellikle ekokardiyografinin yetersiz kaldığı sağ ventrikülün değerlendirilmesinde ilk tercih edilen görüntüleme yöntemidir (62). Ekokardiyografi kadar yaygın ve ucuz olmaması dezavantaj gibi görünse de, gittikçe yaygınlaşan ve ucuzlayan bu tetkik, gelişen teknolojik uygulamalar ile daha da kolaylaşacak ve yakın gelecekte noninvazif kardiyak değerlendirmede vazgeçilmez bir tanı aracı olacaktır.

Bizim çalışmamızda, ekokardiyografide parasternal uzun aks görüntü üzerinden ölçülen sol ventrikül sistolik çapı ile kardiyak MRG üç odacık görüntü üzerinden ölçülen sol ventrikül sistolik çap değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ( $p > 0,05$ ). İki tetkik arasında çok iyi derecede korelasyon vardı. Ancak benzer şekilde ölçülen sol ventrikül diyastolik çap değerlerinde, ekokardiyografi ile kardiyak MRG ölçümleri arasında anlamlı istatistiksel fark saptandı ( $p < 0,05$ ). Fakat iki tetkik arasında çok iyi derecede korelasyon hesaplandı. Her iki tetkikte hesaplanan sol ventrikül diyastol sonu çaplarının ortalamaları düşünüldüğünde, ekokardiyografide daha yüksek ölçüm değerleri olmasına karşın birbirine çok yakın olduğu görüldü. Bir hastada ekokardiyografide ölçülen değer normal sınırın üzerinde iken kardiyak MRG'de normal sınırlardaydı. Ancak değerler birbirine yakın olduğu için hastanın klinik değerlendirilmesinde herhangi bir farklılığa neden olmadı. Ekokardiyografide diyastol sonunda ventrikül kavite hacminin artması, akustik pencere kısıtlılığı dolayısı ile ventrikül kavitesinin değerlendirilmesini zorlaştırmaktadır (63,64). Ekokardiyografi ile ses demetinin ventriküllerin santralinden geçecek şekilde ayarlanması böyle durumlarda zorlaşmaktadır.

Diyastolik ölçümlerdeki sorunlardan farklı olarak, sistol sonu sol ventrikül kavitesinin küçülmesi kavitenin tüm kesimlerinin izlenmesini kolaylaştırmaktadır .

Kardiyak MRG incelemesinde, diyastol sonunda üç odacık görüntülerden ölçülen interventriküler septum kalınlığı ve sol ventrikül posterior duvar kalınlığı değerleri ile ekokardiyografide parasternal uzun aks görüntülerden ölçülen diyastol sonu değerler arasında anlamlı istatistiksel fark gördük. İnterventriküler septum kalınlığı ölçümlerinde her iki tetkik arasında çok iyi derecede korelasyon saptanırken, sol ventrikül posterior duvar kalınlığı ölçümleri arasında iyi derecede korelasyon vardı. Ancak yapılan ölçümlerin ortalama değerleri arasında belirgin fark bulunmadı. Bu nedenle ölçülen değerler hastaların klinik değerlendirilmesinde anlamlı bir değişikliğe yol açmadı. Sol ventrikül posterior duvar ve interventriküler septum kalınlık ölçümlerinde ekokardiyografide kardiyak MRG incelemelerine göre daha yüksek değerler saptandı. Diyastol sonu alınan bu ölçümlerde ortalama değerlerde bulunan farklılığın, ekokardiyografide diyastol sonunda ventrikül kavite hacminin artması ve akustik pencere kısıtlılığı nedeni ile değerlendirmenin güçleşmesine bağlı olabileceği düşünülmüştür (63,64). Ayrıca diyastolik fazda miyokard kalınlığının sistolik faza göre daha ince olması, ekokardiyografide milimetrik ölçüm hatalarına neden olabilmektedir. Ekokardiyografide parasternal uzun aks görüntülemenin en önemli dezavantajlarından biri, bu pozisyonda özellikle sol ventrikül duvarlarının transdüserden çıkan ses dalgalarına paralel olmasıdır. Bu nedenle endokardiyumun değerlendirilmesi ve duvar hareket kusurlarının saptanması güçleşmektedir (10).

Parasternal uzun aks görüntülerde ölçülen sistolik sol atriyum çapı, aort kökü çapı ve diyastolik sağ ventrikül çapı ile kardiyak MRG incelemesinde 3 odacık görüntülerde ölçülen değerler arasında iyi derecede korelasyon saptandı ve iki tetkik ile ölçülen değerler arasında anlamlı istatistiksel fark bulunmadı.

Sol ventrikül boyutu ve fonksiyonunun kantitatif ölçümü pratikte halen 2D transtorasik ekokardiyografi ile yapılmaktadır. Ancak ekokardiyografi kullanıcı bağımlı bir tekniktir. Her hastada optimum değerlendirme için uygun pencereyi

bulmak zordur ve kalp şekli açısından geometrik varsayımların kullanılmasına sebep olmaktadır. 3D ekokardiyografi veya kısa aks kardiyak MRG yöntemleri gibi volümetrik görüntüleme yöntemleri, 2D ekokardiyografi ile karşılaştırıldığında daha doğru sonuçlar vermektedir (65,66). Ancak bu metodlar görüntüleme ve veri analizi için daha uzun zaman gerektirmektedir. Kardiyak MRG’de alan-uzunluk (ALEF) yöntemi sadece iki planda görüntüleme gerektirmesi, operatör bağımlı olmaması ve akustik pencere sınırlılığı bulunmaması nedeni ile 2D ekokardiyografiye göre oldukça kullanışlıdır. Ancak geometrik varsayımlar ALEF yönteminin en önemli limitasyonudur. Ventriküllerin kısa aks görüntüleri elde olunarak yapılan fonksiyonel kardiyak MRG analizi geometrik tahminlerden bağımsız olup günümüzde altın standart olarak kabul edilmiştir (38). Dulce ve arkadaşlarının, sağlıklı 10 kişi ve sol ventrikül hipertrofisi bulunan 10 hastada yaptığı bir çalışmada, sine MR incelemede ALEF ve kısa aks volümetrik ölçüm (Simpson) yöntemleri karşılaştırılmıştır (67). ALEF yöntemi ile hem kontrol hem çalışma grubunda sol ventrikül volümleri daha yüksek değerlerde, ejeksiyon fraksiyonları ise kontrol grubunda daha düşük değerlerde ölçülmüştür. Sugeng ve ark.’ı 31 hasta ile yaptıkları çalışmada (61), sol ventrikül fonksiyonunu değerlendirmede kardiyak MRG’yi referans alarak 3D ekokardiyografi ve kardiyak BT incelemelerinin etkinliklerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada kardiyak MRG’de ALEF ve Simpson yöntemlerinin her ikisi de kullanılmış ve her hasta için sonuçlar karşılaştırıldığında iki yöntem arasında iyi derecede uyum saptamıştır. 3D ekokardiyografi ve kardiyak MRG arasında ise mükemmel derecede uyum bulunmuştur ( $r > 0,85$ ). Gardner ve ark.’nın miyokard infarktüsü geçirmiş 47 hasta ile yaptıkları çalışmada (68), sol ventrikül volümü ve fonksiyonu açısından ekokardiyografi ve kardiyak MR (Simpson metodu) incelemeleri karşılaştırılmıştır. Kardiyak MRG ve ekokardiyografi arasında orta derecede ( $r = 0,54$ ) uyum saptanmıştır. Ancak kardiyak MRG’nin segmental duvar hareket kusurlarını belirlemede daha duyarlı olduğu bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). Chuang ve arkadaşlarının 25 dilate kardiyomiyopatili hasta içeren 35 hasta ile yaptıkları çalışmada (45), sol ventrikül volümü ve ejeksiyon fraksiyonu ölçümlerinde 3D ekokardiyografi ve Simpson kardiyak MRG ölçüm sonuçları arasında mükemmel derecede uyum saptanmıştır ( $r = 0,99$ ,  $r = 0,98$ ). Aynı çalışmada volümetrik ve iki plan



ölçümler arasında korelasyon düşük olarak bulunmuştur ( $r=0,73$ ). 2D ekokardiyografi ve kardiyak MRG ALEF yöntemi arasında ise zayıf derecede korelasyon saptanmıştır. 2D ekokardiyografide sol ventrikül volüm değerlerinde diğer üç metoda göre daha düşük ölçümler bulunmuş, ancak 3D ekokardiyografi, kardiyak MRG volümetrik ve iki plan ölçümleri arasında ise belirgin fark saptanmamıştır. Sol ventrikül volümlerinin ve ejeksiyon fraksiyonunun değerlendirilmesinde ölçüm metodunun (Simpson, ALEF vs.) seçiminin önemli olduğu gösterilmiştir (45). Bizim çalışmamızda ise sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonunu değerlendirmede, ekokardiyografide parasternal uzun aks ve kardiyak MRG'de iki odacık uzun aks görüntü ile ALEF (area-length ejeksiyon fraksiyon) yöntemi kullanılarak ölçülen EF değerleri arasında anlamlı istatistiksel fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). İki yöntem ile ölçülen değerlerin ortalaması [eko (ort): 61,2; KMRG (ort): 63,5] çok yakın değerlerdeydi İki değer arasında mükemmel derecede uyum vardı ( $r= 0, 80, p<0,01$ ). Çalışmamızda saptanan korelasyon değerlerinin önceki çalışmalar ile karşılaştırıldığında yüksek bulunmasının nedeni çalışmamızda sadece birkaç olguda ventriküler "re-modeling" bulunması olduğunu düşünüyoruz.

Ventriküler kavite sınırlarının manuel olarak belirlenmesi operatör bağımlıdır. Kan-miyokard arası kontrastın balanced-FFE sekansı kullanılarak arttırılmasına rağmen kavite sınırının belirlenmesinde operatörden operatöre değişecek bölgeler her zaman mevcuttur. Papiller kasların analize dahil edilmemesi fonksiyonel değerlendirmeyi anlamlı derecede etkilememekle birlikte, bu kasların komşuluklarında kavite sınırlarını belirlemek kişiden kişiye değişiklik gösterebilir. Günümüzde otomatik kontur belileme programları, bu değerlendirme farklılıklarını azaltmaktadır. Yeni yazılım programları ile analiz zamanını kısaltmaya yönelik çalışmalar sürmektedir. Ancak yakın gelecekte fonksiyonel değerlendirmede standardize edilmiş, tamamen kullanıcıdan bağımsız programların geliştirilmesiyle kardiyak değerlendirmelerin analiz hem çok hızlı hem de daha güvenilir olması beklenmektedir.

Çalışmamızda kapakların değerlendirilmesinde, kardiyak MRG sonuçlarının duyarlılık, özgüllük, doğruluk, pozitif öngörü ve negatif öngörü değerleri ekokardiyografi sonuçları altın standart gibi kabul edilerek hesaplandı.

Mitral yetmezliğinin en önemli hemodinamik sonucu sol ventrikül total stroke volümünün artmasıdır. Cerrahi tedavi seçeneğine, semptomların şiddetine, sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonunun düşüklüğüne ve sol ventrikül dilatasyonuna ( sol ventrikül end-sistolik çapının 45 mm'nin üzerinde olması) göre karar verilir (28). Ekokardiyografi mitral yetmezliğini değerlendirmede kabul görmüş bir yöntemdir (28). Ancak yöntem kullanıcı bağımlıdır ve mitral kapak disfonksiyonunu belirlemede her zaman optimum diyagnostik görüntüye ulaşamayabilir. Transözefageal ekokardiyografi mitral kapak disfonksiyonu hakkında daha iyi bir değerlendirme sağlar. Ancak bu yöntem de kullanıcı bağımlı olup invazifdir ve işlem öncesi sedasyon gerektirmektedir (69). Mitral yetmezlik faz kontrast sine MR görüntüleme ile değerlendirilebilir. Asendan aorta sistolik akımı ile diyastolik mitral kapak akımının farkından mitral yetmezlik akımının miktarı hesaplanabilir. Ancak mitral kapağın faz kontrast MR ile değerlendirilmesi mitral kapağın kardiyak siklus boyunca hareketi nedeni ile güçtür. Bu yöntem kullanılarak, hafiften ağır dereceye kadar mitral yetmezlik akımlarının sağlıklı kapaklardan ayırımı yapılabilmektedir (41,70). Mitral yetmezlik akım volümünü indirekt hesaplayan en iyi metod ise aort sistolik akım volümü (sine faz kontrast görüntüler) ile sol ventrikül stroke volümü ( sine balans SSFP görüntüler) arasındaki farkın bulunmasıdır (41). Fujita ve ark.'nın 10 normal hasta ve 19 izole mitral yetmezliği olan hasta ile yaptıkları çalışmada (70) mitral yetmezliğin değerlendirilmesinde ekokardiyografi ve faz kontrast MRG yöntemleri karşılaştırılmıştır. Kardiyak MRG'de aort kapağındaki akım volümü ile sol ventrikül inflow akım volümü farkı hesaplanmış ve Doppler ekokardiyografi ile çok iyi korelasyon bulunmuştur ( $r=0,87$ ). Ancak bu yöntem izole mitral yetmezlik vakalarında kullanışlı olup, birden çok kapak hastalığının bulunduğu durumlarda hatalı sonuçlar vermektedir. Mitral yetmezliği şiddetinin kardiyak MRG'de ispatlanmış bir derecelendirme kriteri yoktur. Ancak, mitral yetmezliği olan 83 hasta ile yapılan Gelfand ve ark.'nın yaptığı çalışmada (71) kardiyak MRG incelemesi ile

ölçülen regürjitasyon fraksiyonu değerleri, ekokardiyografik derecelendirme metodu ile ölçülenler ile uyumlu bulunmuştur. Bu çalışmada mitral yetmezlik derecelendirmesi için regürjitasyon fraksiyon değerleri: hafif: RF< %15, orta: RF %16-25, orta-ağır: RF % 26-48, ağır: RF> %48 olarak kabul edilmiştir (71). Balans-SSFP sine MR görüntülerde, türbülant akım varlığında proton spinlerinin defaz olması ile sinyal kaybı oluşur. Kardiyak siklus boyunca alınan çok sayıda sine görüntüler (20-40) türbülant akımın değerlendirilmesine olanak sağlar. Konvansiyonel anjiyografi ile benzer şekilde MR görüntülerinde sinyal kaybının derecelendirilmesi yapılabilir: 1. derece = kapağa yakın düzeyde sinyal kaybı; 2. derece = proksimal kesime kadar olan sinyal kaybı; 3. derece = proksimal kesimin tamamını dolduran sinyal kaybı; 4. derece = tüm odacığı dolduran sinyal kaybı (72). Oluşan sinyal kaybı eko zamanı (TE) gibi MR parametrelerine bağlıdır. Ayrıca jet akımın boyutu eğer miyokardiyal duvara çarparsa olduğundan daha düşük derecede gözlemlenebilir. Nishimura ve Globalar'ın çalışmalarında jet akım alanı ölçülerek yapılan derecelendirmede metodu açısından kardiyak MRG ve Doppler ekokardiyografi arasında iyi korelasyon bulunmuştur ( $r = 0.71-0.87$ ) (73,74). Çalışmamızda, mitral kapak yetmezliği sine faz kontrast görüntülerde elde edilen akım ölçümleri (kantitatif) ile sine B-FFE görüntülerde sol atriyumda oluşan sinyal kaybı miktarı göz önüne alınarak (kalitatif) birlikte değerlendirildi. Her ikisinin sonucuna göre yetmezlik hafif, orta ve ağır olarak derecelendirildi. Kardiyak MRG'nin mitral yetmezliği belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve doğruluğu sırasıyla % 80, %92, %95, %68 ve % 83 olarak bulundu. Mitral yetmezliği belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). Mitral yetmezliği belirlemede Doppler ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında iyi derecede uyum izlendi ( $K=0,660$ ).

Kardiyak MR incelemesinde, fonksiyonel sine görüntülerde mitral kapaklarda kalınlaşma, hareket kusuru ve diyastolde sol ventrikülde sinyal kaybı izlendiğinde mitral stenoz düşünülmelidir (75). Mitral stenoz derecesinin saptanması mitral kapak alanının saptanmasına bağlıdır. Klinik öneme sahip, eşlik edebilecek diğer

değerlendirilmesi gereken bulgular sol atriyum boyutu, sol atriyumda trombüs varlığı, sağ ventrikül boyutu ve sistolik fonksiyondur. Mitral stenozun en sık nedeni romatizmal ateş sekeli olduğundan olası diğer kapak patolojileri araştırılmalıdır. Faz kontrast MR incelemesinde mitral kapakta post-stenotik pik hız belirlenerek mitral kapak alanı tespit edilebilir (76). Faz kontrast MR görüntülerde mitral kapağa ROI çizilerek elde edilen hız-zaman eğrisinde diyastolde E and A dalgalarının pik hızları belirlenir. Bu yöntem Doppler ekokardiyografi yöntemi ile benzerdir. Elde edilen grafikten basınç yarılanma zamanı (PHT) ve mitral kapak alanı (MVA) hesaplanabilir [MVA = 220/PHT]. Aynı grafikten maksimum ve ortalama gradientler ölçülebilir. Değişik şiddette mitral darlığı olan 17 hasta ile yapılan Lin ve ark.'nın çalışmasında (76), basınç yarılanma zamanları açısından kardiyak MR ve ekokardiyografi incelemeleri arasında iyi korelasyon gösterilmiştir (r = 0.86). Bu çalışmada pik ve ortalama transmitral akım hızları kardiyak MRG ve ekokardiyografi ölçümleri ile ölçüldüğünde birbirine yakın değerler elde edilmiştir. Sine SSFP sekansı ile stenotik mitral kapak alanı kolaylıkla görüntülenebilmektedir. Son çalışmalar mitral stenoz derecelendirmesinde, direkt kardiyak MR planimetrik değerlendirme üzerinde durmaktadır (52). Ölçülen en küçük orifis mitral kapak alanı olarak kabul edilir. Bu yöntem ile ekokardiyografi ve kateter anjiyografi arasında iyi derecede korelasyon bulunmasına karşın (r = 0.81 ve 0.89 ), kardiyak MRG inceleme ile kapak alanı ölçümünde minimal yüksek değerler saptanmıştır. Kardiyak MR incelemede 1,65 cm<sup>2</sup> değeri sınır değer (MVA<1.65 cm<sup>2</sup>) kabul edildiğinde mitral stenoz belirlenmesinde duyarlılık 89% , özgüllük 75% olarak belirtilmektedir (52). Heidenreich ve ark.'nın mitral stenozu olan 60 hasta ile yaptıkları çalışmada (77) faz kontrast MRG ve Doppler ekokardiyografi ile mitral kapak pik akım hızları ve gradiyentleri hesaplanmıştır. Bu çalışmada iki yöntem ile ölçülen mitral kapak gradiyentleri arasında mükemmel derecede korelasyon saptanmıştır (r=0,95). Bizim çalışmamızda mitral stenoz derecelendirmesi pik stenotik akım gradiyentine göre yapılmış olup, planimetre ve PHT yöntemleri kullanılmamıştır. Çalışmamızda kardiyak MRG'nin mitral darlığı belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve doğruluğu sırasıyla % 25, %100, %100, %91 ve % 91 olarak bulundu. Mitral darlığı belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı (p>0,05). Mitral darlığı belirlemede ekokardiyografi

ve kardiyak MRG incelemeleri arasında zayıf derecede uyum izlendi. Çalışmamızda her iki inceleme yöntemi arasında zayıf derecede uyum izlenmesinin nedeni olarak, değerlendirilen hastalar arasında mitral darlığı olan çok az sayıda hasta olması düşünülmüştür. Kardiyak MRG incelemesinde 37 hastanın sadece 1 (%2) hastada hafif derecede mitral darlık saptandı. Ekokardiyografi incelemesinde ise 37 hastadan sadece 4 (%10) hastada mitral darlık mevcuttu.

Kardiyak MRG incelemesinde aort yetmezliği değerlendirilirken etiyolojisi, yetmezliğin şiddeti, sol ventrikül çapı, sistolik fonksiyonu ve torasik aorta çapı da değerlendirilmelidir. Aort yetmezliğinin derecesini ölçmek için ilk kullanılan yöntem sol ve sağ ventrikül stroke volümlerinin oranlanması olmakla birlikte, bu yöntem ile elde edilen sonuçlar kesin değildir (78). Akıma duyarlı sine gradient eko MRG tekniğinin gelişmesi ile birlikte, aort yetmezliği şiddetini belirlemek için yetmezlik jet akımı alanı ölçümü kullanılmaya başlanmıştır. Çeşitli çalışmalarda, bu yöntem ile Doppler ekokardiyografi arasında orta derecede (r: 0.60-0.88) korelasyon saptanmıştır (79,81). Son yıllarda uzaysal rezolüsyonu daha yüksek ancak akıma duyarlılığı daha az olan balanced-SSFP sekansları kullanılmaya başlanmıştır. Aort yetmezliğinin kantitatif ölçümünde kullanılan en son teknik faz kontrast MR görüntülemesidir. Bu yöntem ile her imajda aort kan akımı hesaplanarak akım volümü-zaman eğrisi oluşturulur. Diyastolik geri akım volümü ile aort yetmelik miktarı ölçülebilir. Sondergaard ve ark.'nın 10 hasta ile yaptığı bir çalışmada (82) faz kontrast MR tekniği konvansiyonel anjiyografi ile karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada aort yetmezliğinin saptanmasında ve yetmezlik volümünün ölçülmesinde her iki tetkik arasında yüksek derecede uyum bulunmuştur ( $p<0,02$ ). Chatzimavroudis ve ark.'nın 4 sağlıklı gönüllü ve 19 aort darlığı bulunan hasta ile yaptığı çalışmada (83) faz kontrast MRG sonuçları hastaların ekokardiyografi ve anjiyografi sonuçları ile karşılaştırılmış ve çok iyi derecede korelasyon saptanmıştır. Bu araştırmada faz kontrast MRG'de aort kapağı ve koroner ostiyumlar arasından yapılan görüntü planlamasının en doğru sonuçları veren lokalizasyon olduğu gösterilmiştir. Dulce ve ark.'nın çalışmasında (84) kronik aort yetmezliği olan 10 hasta faz kontrast MRG ve fonksiyonel sine MRG ile yaklaşık dört hafta ara ile iki kez değerlendirilmiştir.

Yetmezlik volümleri faz kontrast MRG ve fonksiyonel MRG’de volümetrik yöntemler ile ölçülmüştür. Bu çalışma sonucunda faz kontrast MRG yöntemi ve fonksiyonel volümetrik yöntem arasında yüksek derecede korelasyon ( $r=0,97$ ) bulunmuştur. Ayrıca her iki faz kontrast inceleme arasında da yüksek derecede korelasyon ( $r=0,97$ ) saptanmıştır. Bu çalışma sonucunda faz kontrast MRG ‘nin aort yetmezliği hastalarının takibinde ve tedaviye yanıt değerlendirilmesinde kullanılabileceği gösterilmiştir. Aort yetmezliği olan 83 hasta ile yapılan Gelfand ve ark.’nın yaptığı çalışmada kardiyak MRG incelemesi ile ölçülen regürjitasyon fraksiyonu değerleri, ekokardiyografik derecelendirme metodu ile ölçülenler ile uyumlu bulunmuştur (71). Çalışmamızda faz kontrast görüntüler ile volüm hesaplanarak yapılan aort yetmezliği değerlendirilmesinde duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve doğruluğu sırasıyla % 80, %92, %95, %68 ve % 83 olarak bulundu. Aort yetmezliği belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). Aort yetmezliği belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında orta derecede uyum izlendi. Çalışmamızda her iki yöntem arasında ki uyumun literatüre göre daha düşük çıkmasının nedeni hasta sayısının azlığına bağlanmıştır. Çalışmamızda kardiyak MRG’de 37 hastanın 14’ünde, ekokardiyografi incelemesinde ise 37 hastanın 17 ’sinde aort yetmezliği izlendi.

Kardiyak MRG ile aort stenozu değerlendirilirken, aort stenozunun etiyojisi (dejenerasyon, biküspit aorta), şiddeti, eşlik eden sol ventrikül hipertrofisi, sol ventrikül sistolik fonksiyonu ve diğer kapak patolojileri ( özellikle mitral yetmezlik) değerlendirilmelidir. Aort stenozu için fonksiyonel görüntülerde ilk bulgu, asenden aortada spinlerin defaze olması sonucu oluşan sinyal kaybının görülmesidir. SSFP sekansı ile her planda aort kapakları görüntülenebilir. Friedrich ve ark.’nın 25 hasta ile yaptığı çalışmada (85) aort kapak alanının, kardiyak MRG’de direk ölçümü ile kateter anjiyografi ile ölçümü arasında iyi derecede uyum ( $r=0,78$ ), ekokardiyografi ile ölçümü arasında ise orta derecede ( $r=0,52$ ) uyum bulunmuştur. John ve ark.’nın 40 hasta ile yaptıkları çalışmada (86) aort kapak alanı ölçümü açısından kardiyak MRG ve ekokardiyografi arasında çok iyi derecede uyum ( $r=0,96$ ), kardiyak MRG ve

kateter anjiyografi arasında ise zayıf uyum ( $r=0,44$ ) saptanmıştır. Aort stenozu olan 33 hastanın katıldığı Debl ve ark.'nın yaptığı çalışmada (87) aortik kapak alanı ölçümünde kardiyak MRG ve anjiyografi arasındaki uyum 0,80, kardiyak MRG ve transözefageal ekokardiyografi arasındaki uyum 0,86 olarak bulunmuştur. En iyi korelasyon kardiyak MR planimetri ve TEE planimetri teknikleri arasında saptanmıştır. Bu sonuç kardiyak MR ve TEE planimetride gerçek anatomik stenotik ölçümün yapılabilmesine, diğer yöntemlerin ise jet akımın hızından, yönünden ve sol ventrikül sistolik fonksiyondan etkilenmesine bağlı olabilir (88). Aort stenozu faz kontrast MR görüntülerden hesaplanabilir. Aort kapağı düzeyinden yapılan ölçümlerden akım hız-zaman ve volüm-zaman eğrileri elde edilir. Bu yöntem ile modifiye Bernoulli denklemi ( $P=4V^2$ ) kullanılarak transvalvular basınç gradientleri hesaplanabilir. Caruthers ve ark.'nın çalışmasında (89) faz kontrast MR'da basınç gradient ölçümleri ile Doppler ekokardiyografi ölçümleri arasında mükemmel derecede uyum saptandı ( $r:0,83$ ). Aynı çalışmada pik akım hızları karşılaştırıldığında faz kontrast MR ile Doppler ekokardiyografi arasında yine mükemmel uyum bulundu ( $r: 0,97$ ). Eichenberger ve ark.'nın 19 hasta ile yaptıkları çalışmada (90) aort kapağı düzeyinden ölçülen basınç gradiyentlerinde faz kontrast MRG ile Doppler ekokardiyografi arasındaki korelasyon değeri 0,96, kateter anjiyografi arasındaki korelasyon değeri 0,97 olarak bulunmuştur. Çalışmamızda kardiyak MRG'nin aort darlığını belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve doğruluğu sırasıyla % 100, % 100, % 100, % 100 ve % 100 olarak bulundu. Aort darlığını belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). Aort darlığını belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında mükemmel derecede uyum vardı ( $K=1,0$ ). Çalışmamızda yöntem olarak, faz kontrast sekansı kullanılarak aort kapağı düzeyinden akım hız ölçümleri kullanıldı. Doppler ekokardiyografi ve faz-kontrast MRG incelemesi ile kantitatif olarak ölçülen hız değerleri arasında anlamlı istatistiksel fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). İki tetkik arasında çok iyi derecede uyum izlendi ( $K=0,778$ ,  $p< 0,01$ ).

Triküspit kapağın görüntülenmesi mitral kapak görüntülenmesi ile benzerdir. Standart sine SSFP sekanslar ile kapak morfolojisi ve Ebstein anomalisi gibi anatomik anomaliler değerlendirilebilir (91). Triküspit yetmezliği sağ atriyumda sistolik sinyal kaybı şeklinde izlenir. Ancak yalnızca SSFP sekansta jet akımın miktarına bakarak değerlendirme yapmak hatalıdır. Triküspit yetmezliğinin kantitatif değerlendirilmesi de mitral kapak ile benzer şekilde yapılır. Faz kontrast MR görüntülerde yetmezlik akımı ölçülebilir. Ayrıca, maksimum hız ölçümü ile pulmoner arter basıncı hesaplanabilir (41). Triküspit akımı hız değerleri, sağ ventrikül diyastolik fonksiyonunu değerlendirmede kullanılabilir (92). Çalışmamızda kardiyak MRG'nin triküspit yetmezliği belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve doğruluğu sırasıyla % 40 , %88, %80, %55 ve % 62 olarak bulundu. Triküspit yetmezliği belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). Triküspit yetmezliği belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında zayıf derecede uyum izlendi ( $K=0,270$ ). Çalışmamızda kardiyak MRG ve ekokardiyografi arasında zayıf derecede uyum izlenmesinin en önemli nedeni hasta sayısının azlığıdır. Kardiyak MRG incelemesinde 37 hastanın 10 (%27)'unda triküspit yetmezliği saptanırken ekokardiyografi incelemesinde ise 37 hastanın 21 (%56) 'inde triküspit yetmezliği izlendi. Ayrıca triküspit kapağın sistolde apekse doğru yer değiştirmesi ve mitral kapağa göre daha oblik yerleşim göstermesi faz kontrast MRG'de akıma dik planlama yapılmasını güçleştirmektedir.

Kardiyak MRG, ventriküler sistolik fonksiyonu belirlemede mükemmel bir yöntemdir. Klinik değerlendirme yöntemlerinde, özellikle konjestif kalp yetmezliği hastalarında, rutin diyastolik fonksiyonun değerlendirilmesi gereklidir. Diyastolik disfonksiyonun yüksek prevalansına rağmen tanı koymaya yönelik çok az gelişme olmuştur. Jakko ve ark.'nın yaptığı çalışmada (93) ise faz kontrast MRG incelemesinde ölçülen E/A oranları ile Doppler ekokardiyografide ölçülen oranlar arasında önemli uyum bildirilmiştir ( $r = 0.94$ ). 10 hastanın katıldığı diyastolik fonksiyon açısından kardiyak MR ve transtorasik ekokardiyografinin karşılaştırıldığı Hartiala ve ark.'nın çalışmasında pik E ( $r = 0,68$ ) ve pik A ( $r = 0,83$ ) değerleri



açısından orta-iyi korelasyon saptandı. Aynı çalışmada, E/A oranları açısından iki tetkik arasında mükemmel korelasyon bulundu (  $r = 0.94$ ) (94). Mitral kapak alanını ölçmek amacı ile basınç yarılanma zamanının ekokardiyografi ve kardiyak MR sonuçlarının karşılaştırıldığı Lin ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada pik E (  $r = 0,81$ ) ve pik A (  $r = 0,89$ ) değerleri arasında mükemmel korelasyon saptanmıştır (95). Heidereich ve ark.'nın 60 hasta ile yaptığı çalışmada ise pik ve ortalama transmitral akım hızları kardiyak MRG ve ekokardiyografi ile ölçüldüğünde birbirine yakın değerler elde edilmiştir ve güçlü korelasyon değerleri saptanmıştır (  $r = 0.89$ ) (77). Son iki çalışma diyastolik fonksiyonu değerlendirmek amacı gütmese de faz kontrast MR uygulamalarının bu açıdan klinik değerlendirmede kullanılabileceğini göstermektedir. Çalışmamızda, sine faz kontrast görüntülerde mitral kapaklar düzeyinden hız-zaman eğrisi oluşturularak E (erken diyastolik dolum hızı) ve A (geç atrial sistolik dolum) dalgalarının hızları ölçüldü. Doppler ekokardiyografi ile benzer şekilde E/A oranlarına bakılarak diyastolik fonksiyon değerlendirildi. Doppler ekokardiyografi ve faz-kontrast MRG incelemesi ile kantitatif olarak ölçülen pik E ve pik A dalgalarının hız değerleri arasında anlamlı istatistiksel fark saptandı ( $p < 0,05$ ). İki tetkik arasında E ve A dalgalarının hızı açısından zayıf-orta derecede uyum izlendi. Ekokardiyografide ölçülen değerlerin ortalaması kardiyak MRG incelemesinde ölçülen değerlerden yüksekti. Pik E ve pik A dalgalarının oranlarına göre kardiyak MRG'nin sol ventrikül diyastolik disfonksiyonunu belirlemedeki duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve doğruluğu sırasıyla % 100 , %83, %90, %100 ve % 93 olarak bulundu. Diyastolik disfonksiyonu belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı ( $p > 0,05$ ). Diyastolik disfonksiyonu belirlemede ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemeleri arasında mükemmel derecede uyum izlendi (  $K = 0,860$ ). Çalışmamızda E ve A dalgalarının pik hızlarının karşılaştırılması açısından ekokardiyografi ve kardiyak MRG arasında zayıf-orta derecede uyum izlenmesinin nedeni olarak, pik hızların ölçümünde ekokardiyografide uygun parametrelerle ölçüm yapılamaması veya faz kontrast MRG'de artefaktların ve kapak hareketinin neden olduğu ölçüm hataları olabilir. Ancak E ve A dalgalarının oranlarına göre diyastolik disfonksiyon değerlendirilmesinde mükemmel derecede

uyum bulunmuştur. Bu açıdan klinik açıdan önemli olan diyastolik disfonksiyon değerlendirilmesinde çalışmamız literatür ile uyumludur.

Çalışmamızın başlıca limitasyonları; retrospektif bir çalışma olması ve hasta sayısının böylesine çok parametrenin değerlendirildiği bir çalışmaya göre az olmasıdır. İncelenen parametre sayısının fazlalığı, patolojik hasta sayımızın her parametre için göreceli olarak düşük olmasına neden olmuştur. Kardiyak MR incelemesinin uzun sürmesi ve hasta toleransının bu nedenle düşük olması sebebiyle değerlendirilecek her parametre için en fazla iki sekans alınabilmiştir. Kontrol grubumuzun olmaması çalışmamızın bir diğer limitasyonudur. Çalışmamızın bir diğer limitasyonu ise ekokardiyografi ve kardiyak MRG incelemelerinde ölçüm yapılan planlar benzer olmakla birlikte bire bir aynı düzeylerden ölçüm yapmak mümkün değildir. Çalışmada kardiyak MRG incelemesi tek bir radyolog tarafından değerlendirilmiştir. Ayrıca kalp kapaklarının değerlendirilmesinde ekokardiyografi altın standart gibi kabul edilmiştir. Konvansiyonel anjiografinin kalp kapaklarının değerlendirilmesinde altın standart olduğu bilinmesine karşın, invazif bir yöntem olduğundan bu amaçla sınırlı olarak kullanılmaktadır. Bu nedenle ve çalışmamızın amacına uygun olacak şekilde kapak hastalıklarının değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan ekokardiyografi sonuçları ile karşılaştırma yapılmıştır. Ayrıca günümüzde halen kardiyak MR incelemelerinde standardize edilmiş ideal ölçüm metodları belirlenmemiştir.

Bu çalışmada da görüldüğü gibi faz kontrast akım ölçümü uygulaması kolay ve güvenilir sonuçlar veren bir yöntemdir. Diğer yöntemlerden farklı olarak faz kontrast MRG yöntemi ile elde edilen sonuçlar her zaman aynı güvenilirlikle tekrar değerlendirilebilir. Büyük vasküler yapılarda akım ölçümlerinde toplam yanılğı payı ortalama %10 olarak belirtilmektedir (40). Günümüzde ilgili kapak alanının sınırlarını otomatik olarak belirleyen, kan akım paternini gösteren grafikleri (akım-zaman, hız-zaman, vs. ) otomatik olarak veren yeni programlar geliştirilmektedir. Bu programlar görüntüde mevcut olan bazı artefaktları giderek (örn: eddy currents) yapılan ölçümlerin doğruluğunu arttırmaktadır. Ayrıca daha yüksek temporal ve uzaysal

rezolusyona sahip sekansların geliştirilmesiyle, faz kontrast MRG'nin kardiyovasküler görüntülemenin rutin bir parçası haline geleceği düşünülmektedir. Daha hızlı kardiyak görüntüleme sekanslarının geliştirilmesi ile tek bir seride hem ventriküler fonksiyon hem de kalp kapak patolojileri değerlendirilebilir. Saptanan disfonksiyon veya kapak patolojilerinde etiyolojiye ve mekanizmaya yönelik olarak, aynı incelemede ilave kardiyak görüntülemeler (viabilite, perfüzyon, vs..) yapılabilir. Yakın gelecekte tek bir kardiyak MRG incelemesi ile tüm kardiyovasküler patolojilerin saptanabileceği, etiyoloji ve sonuçlarının değerlendirilebileceği öngörülmektedir. Deneysel çalışmaları tamamlanmış 4D faz kontrast MRG yöntemlerinin kullanıma girmesi ile tüm kardiyak kan akımının eş zamanlı görüntülenmesi, ölçülmesi ve akım yollarının belirlenmesi mümkün olacaktır.

## **7- SONUÇ**

Sonuç olarak, kalbin değerlendirilmesinde ekokardiyografi ve kardiyak MRG sonuçları arasında iyi bir uyum görülmektedir. Ekokardiyografi uygulanabilirliği kolay ve maliyeti düşük bir inceleme yöntemi olsa da, ekokardiyografinin değerlendirilmesinde güçlük çekilen hastalarda kardiyak MRG iyi bir alternatif tetkik olarak gözükmektedir.

## 8- KAYNAKLAR

1. Shocken DD, Arrieta MI, Leaverton PE, Ross EA. Prevalance and mortality rate of congestive heart failure in the United States. J Am Coll Cardiol 1992; 20: 301-306.
2. Anonymus. From the Centers for Disease Control and Prevention. Mortality from congestive heart failure United States. 1980-1990. J Am Med Assoc 1994; 271:813-814.
3. Braunwald E. Valvular Heart Disease. Braunwald, Zipes, Libby. Heart Disease. A textbook of Cardiovascular Medicine. 6th edition. Philadelphia Lippincott Williams&Wilkins. 2005.
4. Iaizzo Paul A. Handbook of cardiac anatomy, physiology and devices. New Jersey, Humana press Inc, 2005: 51-93.
5. Hurst, J.W. (ed.) (1990) *The Heart*. McGraw-Hill, New York, NY.
6. Mohrman, D.E. and Heller, L.J. (eds.) (2003) *Cardiovascular Physiology*, 5th Ed. McGraw-Hill, New York, NY.
7. Netter, F.H. (ed.) (2003) *Atlas of Human Anatomy*. ICON Learning Systems, Teterboro, NJ.
8. Tortora, G.J. and Grabowski, S.R. (eds.). (2000) *Principles of Anatomy and Physiology*, 9th Ed. Wiley, New York, NY.
9. Erol Ç, Kervancıoğlu C, Yılmaz A, Sonel A. İki boyutlu ekokardiyografi Atlası. Türkiye Klinikleri 1987; 7:401-408.
10. Feigenbaum H, Armstrong WF, Ryan T. Feigenbaum's Echocardiography. Philadelphia, Lipincott Williams&Wilkins, 2005.
11. Otto CM. Textbook of Clinical Echocardiography. Philadelphia, W.B. Saunders Company, 2000.
12. Jawad IA. A practical guide to echocardiography and cardiac Doppler ultrasound. Boston, Little, Brown and Company, 1990.
13. Aurigemma GP, Douglas PS, Gaash WG. Quantative evaluation of left ventricular structure, wall stres and systolic function. The Practice of Clinical

Echocardiography. Ed.by Otto CM Second edition. WB Saunders Company 2002; 65-87

14. Vuille C, Weyman AE. Left ventricle I: General considerations, assesment of chamber size and function. Principles and Practise of Echocardiography. Ed.by Weyman AE. Second edition 1994; 575-624.
15. Schiller NB, Shah PM, Crawford M, et al. Recommendation of quantition of the left ventricle by two dimensional echocardiography. American Society of Echocardiography Committee on Standarts, Subcommittee on quantitation of Two-Dimensional Echocardiograms. J Am Soc Echocardiogr 1989; 2:358-367.
16. Peels CH, Viser CA, Cupper AJ, et al. Usefullness of two dimensional echocardiography for immediate detection of myocardial ischemia in the emergency room. Am J Cardiol 1990; 65:687-691.
17. Vasan RS, Benjamin EJ, Levy D. Prevalence, clinical features and prognosis of diastolic heart failure: an epidemiologic perspective. J Am Coll Cardiol 1995; 26:1565-74.
18. Bonow RO, Udelson JE. Left ventricular diastolic dysfunction as a cause of congestive heart failure. Ann Intern Med 1992;117:502-10.
19. Nishimura RA, Tajik AJ. Evaluation of diastolic filling of left ventricle in health and disease: Doppler echocardiography is the clinician's Rosetta Stone. J Am Coll Cardiol 1997;30:8-18.
20. Sohn DW, Chai IH, Lee DJ, Kim HC, Kim HS, Oh BH, Lee MM, Park YB, Choi YS, Seo JD, Lee YW. Assesment of mitral anulus velocity by Doppler tissue imaging in the evaluation of left ventricular diastolic function. J Am Coll Cardiol 1997; 30: 474-80
21. Nishimura RA, Schwarts RS, Tajik AJ, Holmes DR, Jr. Noninvasive mesurament of rate of left ventricular relaxation by Doppler echocardiography. Validation with simultaneous cardiac catheterization. Circulation 1993; 88:146-55.
22. Schirmer H, Lunde P, Rasmussen K. Mitral flow derived Doppler indices of left ventricular diastolic function in a general population, The Tromsf study. Eur Heart J. 2000;21:1376-1386.

23. Hatte L, Angelsen B, Tromsdal A. Noninvasive assesment of atrioventricular pressure half-time by Doppler ultrasound. *Circulation* 1979;60:1096.
24. T Irvine, XK Li, DJ Sahn, A Kenny. Assesment of mitral regurgitation. *Heart* 2002;88 (suply.IV)IV11-IV19.
25. WA Zoghbi, M Enriquez Sarano, Elyse Foster, P.A. Greyburn, Carol D. Kraft, R.A. Levine P. Nihoyannopoulos, CM. Otto, M.A.Quinones, H.Rokowski, W.J. Stewart, A. Waggoner. Recommendations for Evaluation of the Severity of native Valvular Regurgitation with two-dimensional and Doppler echocardiography. *American Society of Echocardiography Report/J. Am.Soc.Echocardiogr.* 2003;16:777-802.
26. James D. Thomas/Doppler echocardiographic assesment of valvular regurgitation/*Heart* 2003;88:651-657.
27. Karpuz H, İktimur B. Valvüler aort darlığı. *Ekokardiyografi, Pratik ve Temel Bilgiler*, 2004.
28. Bonow RO, Carabello BA, Chatterjee K, de Leon AC Jr., Faxon DP, Freed MD, Gaasch WH, Lytle BW, Nishimura RA, O’Gara PT, O’Rourke RA; Otto CM, Shah PM, Shanewise JS. ACC/AHA 2006 practise guidelines fort he management of patients with valvular heart disease: executive summary: a report of the American Collage of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practise Guidelines.*Circulation* 2006, 114:184-231.
29. Chetlin MD, Armstrong WF, Aurigemma GP, Beller GA, Bierman FZ, Davis JL, Douglas PS, Faxon DP, Gillam LD, Kimball TR, Kussmaul WG, Pearlman AS, Philbrick JT, Rakowski H, Thys DM, Antman EM, Smith SC Jr, Alpert JS, Gregoratos G, Anderson JL, Hiratzka LF, Faxon DP, Hunt SA, Fuster V, Jacobs AK, Gibbons RJ, Russell RO; ACC; AHA; ASE. ACC/AHA/ASE 2003 Guideline Update for the Clinical Application of Echocardiography: summary article. A report of the American Collage of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practise Guidelines. *J Am Soc Echocardiogr.* 2003; 16(10):1091-1-10.
30. Ekery DL, Davidoff R. Aortic regurgitation: quantative methods by echocardiography. *Echocardiography.* 2000; 17(3):293-302.

31. Karp K, Teien D, Eriksson P. Doppler echocardiographic assesment of the valve area in patients with atrioventricular valve stenosis by application of the continuity equation. *J Intern Med* 1989; 225:261-6.
32. Fawzy ME, Mercer N, Dunn B, al-Amri M, Andaya W. Doppler echocardiography in the evaluation of tricuspid stenosis. *Eur Heart J* 1989;10:985-90.
33. Weyman AE. Right ventricular inflow tract. In: Weyman AE, editor. *Principles and practice of echocardiography*. Philedelphia: Lea&Febiger; 1994; 824-900.
34. Tribouilloy CM, Enriquez-Sarano M, Bailey KR, Tajik AJ, Seward JB. Quantification of TR by measuring the width of the vena contracta with Doppler color flow imaging: a clinical study. *J Am Coll Cardiol* 2000; 36:472-8.
35. Bogaert J, Dymarkowski S, Taylor A.M. *Clinical Cardiac MRI*. Springer-Verlag Berlin Hiedelberg 2005.
36. Higgins CB, Roos A. *MRI and CT of the Cardiovascular System*, second edition. Lippincott Williams&Wilkins 2006.
37. Finn P, Nael K, Desphande V, Ratib O, Laub G. Cardiac MR Imaging: State of the Tecnology. *Radiology* 2006; 241:338-54.
38. Epstein FH. MRI of left ventricular function. *J Nucl Cardiol* 2007; 14: 729-4
39. White JA, Patel MR. The Role of Cardiovascular MRI in Heart Failure and the Cardiomyopathies. *Cardiol Clin* 2007; 25: 71-95.
40. Lotz F, Meier C, Leppert A, Galanski M. Cardiovascular Flow Measurement with Phase-Contrast MR Imaging: Basic Facts and Implementation. *Radiographics* 2002; 22:651-671.
41. Didier D, Ratib O, Lerch R, Friedli B. Detection and Quantification of Valvular Heart Disease with Dynamic Cardiac MR Imaging. *Radiographics* 2000; 20: 1279-1299.
42. Varapasathan GA, Araoz PA, Higgins CB, Reddy GP. Quantification of Flow Dynamics in Congenital Heart Disease: Applications of Velocity-encoded Cine MR Imaging. *Radiographics* 2002; 22: 895-906.
43. Kühl HP, Spuentrup E, Wall A, Franke A, Schröder J, Heussen N, Hanrath P, Günther R, Buecker A. Assesment of Myocardial Function With Interactive

- Non-Breath-hold Real-time MR Imaging: Comparison with Echocardiography and Breath-hold Cine MR Imaging. *Radiology* 2004; 231: 198-207.
44. Messroghli DR, Bainbridge GJ, Alfakih K, Jones TR, Plein S, Ridgway JP, Sivananthan MU. Assessment of Regional Left Ventricular Function: Accuracy and Reproducibility of Positioning Standard Short-Axis Sections in Cardiac MR Imaging. *Radiology* 2005; 235: 229-236.
  45. Chuang ML, Hibberd MG, Salton CJ, Beaudin RA, Riley MF, Parker RA, Douglas PS, Manning WJ. Importance of Imaging Method Over Imaging Modality in Noninvasive Determination of Left Ventricular Volumes and Ejection Fraction. *J Am Coll Cardiol* 2000; 35: 477-84.
  46. Malm S, Frigstad S, Sagberg E, Larsson H, Skjaerpe T. Accurate and Reproducible Measurement of Left Ventricular Volume and Ejection Fraction by Contrast Echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2004; 44: 1030-5.
  47. Barkhausen J, Ruehm SG, Goyen M, 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: 264-269
  48. Grothers F, Smith GC, Moon JC, et al. Comparison of interstudy reproducibility of cardiovascular magnetic resonance with two-dimensional echocardiography in normal subjects and in patients with heart failure or left ventricular hypertrophy. *Am. J. Cardiol.* 2002; 90: 29-34.
  49. Macsi PG, Dymarkowski S, Bogaert J. Valvular heart disease: What does cardiovascular MRI add?. *Eur Radiol* 2008; 18: 197-208.
  50. Honda N, Machida K, Hashimoto M, Mamiya T, Takahashi T, Kamano T, Kashimada A, Inoue Y, Tanaka S, Yoshimoto N. Aortic Regurgitation: Quantitation with MR Imaging Velocity Mapping. *Radiology* 1993; 186; 189-194.
  51. Pouleur AC, Waroux JBP, Pasquet A, Vanoverschelde JL, Gerber BL. Aortic Valve Area Assessment: Multidetector CT Compared with Cine MR Imaging and Transthoracic and Transesophageal Echocardiography. *Radiology* 2007; 244:745-754.



52. Djavidani B, Debl K, Lenhart M, Seitz J, Paetzel C, Schmid FX, Nitz W, Feuerbach S, Riegger G. Planimetry of Mitral Valve Stenosis by Magnetic Resonance Imaging. *J Am Coll Cardiol* 2005; 45: 2048-53.
53. Baltés C, Hansen M, Tsao J, Kozerke S, Rezavi R, Pedersen E, Boesiger P. Determination of Peak Velocity in Stenotic Areas: Echocardiography versus k-t Sense Accelerated MR Fourier Velocity Encoding. *Radiology*; 246: 249-257.
54. Storey P. Artifacts and solutions. In: Edelman RR, Zlatkin MB, Hesselink JR, eds. *Clinical magnetic resonance imaging*. 3rd ed. Philadelphia, Pa: Saunders, 2006; 577-629.
55. Li W, Storey P, Chen Q, Li B, Prasad B, Edelman R. Dark Flow Artifacts with Steady-State Free Precession Cine MR Technique: Causes and Implications for Cardiac MR Images. *Radiology* 2004; 230: 569-575.
56. Zhou Y, Wolff SD, Grist TM, Polsin JA. Investigation of Eddy Current Effect on Phase Contrast Imaging. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 2004; 11:552.
57. Stolzmann P, Scheffel H, Leschka S, Schertler T, Frauenfelder T, Kaufmann P, Marincek B, Alkadhi H. Reference values for quantitative left ventricular and left atrial measurements in cardiac computed tomography. *Eur Radiol* 2008; 18: 1625-1634.
58. Bellenger NG, Burgess M, Ray SG, et al: on behalf of the Christmas Steering Committee and Investigators: Comparison of left ventricular ejection fraction and volumes in heart failure by two-dimensional echocardiography, radionuclide ventriculography and cardiovascular magnetic resonance: Are they interchangeable? *Eur Heart J* 2000; 21: 1387.
59. Amico AP, Lichtenberg GS, Reisner SA, et al. Superiority of visual versus computerized echocardiography estimation of radionuclide left ventricular ejection fraction. *Am Heart J* 1989; 118: 1259.
60. Segal J, Lerner DJ, Miller DC, Mitchell RS, Alderman EA, Popp RL. When should Doppler-determined valve area be better than the Gorlin formula?: Variation in hydraulic constants in low flow states. *J Am Coll Cardiol* 1987; 9:1294-1305

61. Sugeng L, Mor-Avi V, Weinert L, Niel J, Ebner C, Steringer R, Schmidt F, Lang R. Quantative Assesment of Left Ventricular Size and Function. *Circulation* 2006; 114: 654-661.
62. Pattynama PMT, Lamb HI, Vander elde EA, et al. Reproducibility of magnetic resonance imaging-derived measuraments of right ventricular volumes and myocardial mass. *Magn Reson Imaging* 1995;13:53.
63. Kim WY, Sogaard P, Kristensen BO, Egeblad H. Measurement of left ventricular volumes by 3-dimensional echocardiography with tissue harmonic imaging: a comparison with magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiography* 2001;14:169–179
64. Semelka RC, Tomei E, Wagner S, et al. Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology* 1990; 174:763–768.
65. Gobal AS, Shen Z, Sapin PM, et al. Assesment of cardiac function by three-dimensional echocardiography compared with conventional noninvasive methods. *Circulation* 1995;92:842-53.
66. Nikitin N, Constantin C, Loh P, Ghosh J, et al. New gneration 3-D ehocardiography for left ventricular volumetric and functional measuraments: Comparison with cardiac magnetic resonance. *Eur J Echocardiography* 2006; 7: 365-372.
67. Chan J, Wage R, Symmonds K, Rahman-Halley S, Mohiaddin R, Firmin D, Pepper J, Pennel D, Killner P. Towards Comprehensive Assesment of Mitral Regurgitation Using Cardiovascular Magnetic Resonance. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* 2008; 10:61.
68. Gardner B, Bingham S, Allen M, Blatter D, Anderson J. Cardiac magnetic resonance versus transthoracic echocardiography for the assesment of cardiac volumes and regional function after myocardial infarction: an intrasubject comparison using simultaneous intrasubject recordings. *Cardiovascular Ultrasound* 2009; 7:38.

69. Dulce MC, Mostbeck GH, Friese KK, et al. Quantification of the left ventricular volumes and function with cine MR imaging: comparison of geometric models with three-dimensional data. *Radiology* 1993;188:371-6.
70. Fujita N, Chauzouilleres AF, Hartiala JJ, et al. Quantification of mitral regurgitation by velocity-encoded cine nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1994;23:951-8.
71. Gelfand EV, Hughes S, Hauser TM, et al. Severity of mitral and aortic regurgitation as assessed by cardiovascular magnetic resonance: optimizing correlation with Doppler echocardiography. *J Cardiovasc Mag Res* 2006, 8:503-507.
72. Carabello BA. Modern Management of Mitral Stenosis. *Circulation* 2005; 112: 432-437.
73. Nishimura T, Yamada N, Itoh A, Miyatake K. Cine MR imaging in mitral regurgitation: comparison with color Doppler flow imaging. *AJR Am J Roentgenol* 1989;153:721-4.
74. Glogar D, Globits S, Neuhold A, Mayr H. Assessment of mitral regurgitation by magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging* 1989;7:611-7.
75. Casolo GC, Zampa V, Rega L, Berti L, Filice M, Picchione N, *et al* . Evaluation of mitral stenosis by cine magnetic resonance imaging. *Am Heart J* 1992;123:1252-60.
76. Lin SJ, Brown P, Watkins M, Williams T, et al. Quantification of Stenotic Mitral Valve Area with Magnetic Resonance Imaging and Comparison with Doppler Ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2004; 44; 133-7.
77. Heidenreich PA, Steffens J, Fujita N, O'Sullivan *et al* . Evaluation of mitral stenosis with velocity-encoded cine-magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol* 1995;75:365-9.
78. Underwood SR, Klipstein RH, Firmin DN, Fox KM, Poole-Wilson PA, Rees RS, *et al* . Magnetic resonance assessment of aortic and mitral regurgitation. *Br Heart J* 1986;56:455-62

79. Pflugfelder P, Landzberg J, Cassidy M, Cheitlin M, Schiller M, Auffermann W, Higgins C. Comparison of Cine MR Imaging with Doppler Echocardiography for the Evaluation of Aortic Regurgitation. *AJR* 1989; 152: 729-735.
80. Sechtem U, Pflugfelder P, Cassidy M, White R, Cheitlin M, Schiller N, Higgins C. Mitral or Aortic Regurgitation: Quantification of Regurgitant Volumes with Cardiac MRI. *Radiology* 1988; 167: 425-430.
81. Tamai T, Konishi T, Okamoto S, Sakuma H, Takeda K, Nakano T. Evaluation of aortic regurgitation using cine magnetic resonance imaging. *Jpn Heart J* 1993;34:741-8.
82. Sondergaard L, Lindvig K, Hildebrandt P, Thomsen C, Stahlberg F, Jøen T, *et al* . Quantification of aortic regurgitation by magnetic resonance velocity mapping. *Am Heart J* 1993;125:1081-90
83. Chatzimavroudis GP, Oshinski JN, Franch RH, Pettigrew RI, Walker PG, Yoganathan AP. Quantification of the aortic regurgitant volume with magnetic resonance phase velocity mapping: A clinical investigation of the importance of imaging slice location. *J Heart Valve Dis* 1998;7:94-101
84. Dulce MC, Mostbeck GH, O'Sullivan M, Cheitlin M, Caputo GR, Higgins CB. Severity of aortic regurgitation: Interstudy reproducibility of measurements with velocity-encoded cine MR imaging. *Radiology* 1992;185:235-40.
85. Friedrich MG, Schulz-Menger J, Poetsch T, Pilz B, Uhlich F, Dietz R. Quantification of valvular aortic stenosis by magnetic resonance imaging. *Am Heart J* 2002;144:329-34
86. John AS, Dill T, Brandt RR, Rau M, Ricken W, Bachmann G, Hamm CW. Magnetic resonance to assess the aortic valve area in aortic stenosis: how does it compare to current diagnostic standards? *J Am Coll Cardiol*. 2003 Aug 6;42(3):519-26.
87. Debl K, Djavidani B, Seitz J, Nitz W, Schmid FX, Muders F, *et al* . Planimetry of aortic valve area in aortic stenosis by magnetic resonance imaging. *Invest Radiol* 2005;40:631-6.
88. Reant P, Lederlin M, Lafitte S, Serri K, Montaudon M, Corneloup O, *et al* . Absolute assessment of aortic valve stenosis by planimetry using cardiovascular

- magnetic resonance imaging: Comparison with transesophageal echocardiography, transthoracic echocardiography and cardiac catheterisation. *Eur J Radiol* 2006;59:276-83.
89. Caruthers S, Lin SJ, Brown P, Watkins M, et al. Practical Value of Cardiac MR Imaging for Clinical Quantification of Aortic Valve Stenosis, Comparison with Echocardiography. *Circulation* 2003; 108:2236-2243.
  90. Eichenberger AC, Jenni R, von Schulthess GK. Aortic valve pressure gradients in patients with aortic valve stenosis: Quantification with velocity-encoded cine MR imaging. *AJR Am J Roentgenol* 1993;160:971-7.
  91. Choi YH, Park JH, Choe YH, Yoo SJ. MR imaging of Ebstein's anomaly of the tricuspid valve. *AJR Am J Roentgenol* 1994;163:539-43.
  92. Kayser HW, Stoel BC, van der Wall EE, van der Geest RJ, de Roos A. MR velocity mapping of tricuspid flow: Correction for through-plane motion. *J Magn Reson Imaging* 1997;7:669-73.
  93. Jaakko J, Hartiala, Elyse Foster, Naoya Fujita, et al. Evaluation of left atrial contribution to left ventricular filling in aortic stenosis by velocity-encoded cine MRI. *American Heart Journal*. 1994; 127: 593-600.
  94. Hartiala JJ, Mostbeck GH, Foster E, Fujita N, Dulce MC, Chazouilleres AF, Higgins CB: Velocity-encoded cine MRI in the evaluation of left ventricular diastolic function: measurement of mitral valve and pulmonary vein flow velocities and flow volume across the mitral valve. *Am Heart J* 1993, 125(4):1054-66.
  95. Lin SJ, Brown PA, Watkins MP, Williams TA, Lehr KA, Liu W, Lanza GM, Wickline SA, Caruthers SD: Quantification of stenotic mitral valve area with magnetic resonance imaging and comparison with Doppler ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2004,44(1):133-7.

## EK-1

### DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK VE LABORATUVAR ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU

#### Etik Kurul Üyeleri

Prof.Dr.A.Arzu SAYINER  
Prof.Dr Tunç AKKIN  
Prof.Dr.Mustafa SEÇİL  
Doç.Dr.M.Hakan ÖZDEMİR  
Doç.Dr.Vesile ÖZTÜRK  
Doç.Dr.Murat DİLMAN  
Doç.Dr.Giiven ASLAN  
Doç.Dr.Servet AKAR  
Yardı.Doç.Dr.Murat ÖRMEN  
Öğr.Gör.Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN  
Yunus KARSLI

#### DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA

Etik Kurulumuzun 14 Mayıs 2009 tarih ve 087/1/2009 no.lu toplantısında görüşülen, 114/2009 Protokol numaralı Radyodiagnostik Anabilim Dalı Başkanlığı Öğretim Üyelerinden Prof.Dr.Urkan YILMAZ'ın proje yöneticisi ve Dr.Deniz TURGLU'nu sorumlu olduğu, "**Fonksiyonel kardiyak manyetik rezonans görüntüleme: ekokardiyografi bulguları ile karşılaştırma değerlendirme**" isimli projenin uygulamasında etik açıdan sakınca yoktur.

Katılanların oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerimizi ve gereğini arz ve rica ederim.

Prof. Dr.A.Arzu SAYINER  
Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları  
Etik Kurul Başkanı

Etik Kurul Sekreteri  
Hatice İGCI

Tel: 0232 412 22 54