T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
KARDİYOLOJİ ANABİLİM DALI

EKOKARDİYOGRAFİDE GÖRSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLEN EJEKSİYON FRAKSİYONUNUN DİĞER KANTİTATİF YÖNTEMLERLE KARŞILAŞTIRILMASI

Dr. Kerim ESENBOĞA

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Mustafa KILIÇKAP

ANKARA

2014

T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
KARDİYOLOJİ ANABİLİM DALI

EKOKARDİYOGRAFİDE GÖRSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLEN EJEKSİYON FRAKSİYONUNUN DİĞER KANTİTATİF YÖNTEMLERLE KARŞILAŞTIRILMASI

Dr. Kerim ESENBOĞA

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Mustafa KILIÇKAP

ANKARA

2014

KABUL ONAY

ANKARA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
TEZ SINAVI TUTANAĞI

I. UZMANLIK ÖĞRENCİSİNİN		
Adı, Soyadı	: Dr. Kerim Esenboğa	**Tarih:** 15/ 07 / 2014
Anabilim/Bilim Dalı	: Kardiyoloji ABD	
Tez Danışmanı	: Prof.Dr.Mustafa Kılıçkap	

II. TEZ İLE İLGİLİ BİLGİLER			
Tezin Başlığı: **Ekokardiyografide Görsel Olarak Değerlendirilen Ejeksiyon Fraksiyonunun Diğer Kantitatif Yöntemlerle karşılaştırılması**			
Tezin Niteliği:	☒ Ana Dal Uzmanlık Tezi	☐ Yan Dal Uzmanlık Tezi	
Kaçıncı tez sınavı olduğu:	☒ 1	☐ 2	☐ 3

III. KARAR

Yapılan tez sınavı sonucunda yukarıda belirtilen tezin "Tıpta Uzmanlık Tezi" olarak

☒ Kabulüne

☐ Reddine

☐ Düzeltmeler yapıldıktan sonra tekrar değerlendirilmesine

oy birliği / oy çokluğu ile karar verilmiştir.

IV. AÇIKLAMALAR

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

Jüri Başkanı
Unvanı, Adı, Soyadı
Prof.Dr. Çetin Erol
Kardiyoloji Anabilim Bilim Dalı

Jüri Üyesi (Tez Danışmanı)
Unvanı, Adı, Soyadı
Prof.Dr.Mustafa Kılıçkap
Kardiyoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi

Jüri Üyesi
Unvanı, Adı, Soyadı
Doç.Dr.Barış Kaya
Hacettepe Üniversitesi
Kardiyoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi

TEŞEKKÜR

Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi'ndeki tıpta uzmanlık eğitimim süresince desteğini hiç esirgemeyen ve yetişmemde emeği geçen başta Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Çetin Erol olmak üzere bütün öğretim üyelerine en derin saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Tez konumun belirlenmesinden yazımına kadar bana her konuda destek olan, sabır ve hoşgörüyle beni eğiten, bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, hakkını hiçbir şekilde ödeyemeyeceğim danışman hocam Sayın Prof. Dr. Mustafa Kılıçkap'a sonsuz teşekkür ederim.

Birlikte çalıştığım, asistanlık sürecinin heyecan ve zorluklarını paylaştığım asistan arkadaşlarıma ayrıca teşekkür ederim.

Beni yetiştiren, bugünlere gelmemde çok büyük katkıları olan aileme; çalışmalarımda beni destekleyen, anlayış ve sabır gösteren sevgili eşim Saliha'ya çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KABUL ONAY i
TEŞEKKÜR ii
İÇİNDEKİLER iii
SİMGELER VE KISALTMALAR v
ŞEKİLLER DİZİNİ vii
TABLOLAR DİZİNİ viii
1.GİRİŞ 1
2.GENEL BİLGİLER 3
2.1. Kalbin Anatomisi 3
2.2. Kardiyovasküler Sistem Fizyolojisi 5
2.2.1 Sol Ventrikül Sistolik Fonksiyonunu Belirleyen Faktörler 6
2.3 Sol Ventrikül Sistolik Fonksiyonlarının Ölçülmesinin Önemi 8
2.4 Sol Ventrikül Ejeksiyon Fraksiyonunun Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler 9
2.4.1 Sol Ventrikülografi 10
2.4.2. Ekokardiyografi 11
2.4.3 Bilgisayarlı Tomografi 18
2.4.4 Nükleer Tıp Yöntemleri 19
2.4.5 Manyetik Rezonans Görüntüleme 21
3. MATERYAL ve METOD 27
3.1 Hasta Grubu 27
3.2. Ekokardiyografik Değerlendirmeler 27
3.3 Kardiyak MRG Çekimi Görüntü Analizi ve Değerlendirilmesi 28
3.4 İstatistiksel Yöntem 29
4.BULGULAR 31
4.1 Yöntemler Arası Uyumun Değerlendirilmesi 31
4.2 Gözlemci İçi Uyumun Değerlendirilmesi 34
4.3 Gözlemciler Arası Uyumun Değerlendirilmesi 36
5. TARTIŞMA 38

6. SONUÇ 44
7. ÖZET 45
8. SUMMARY 47
KAYNAKLAR 49

SİMGELER VE KISALTMALAR

BT	Bilgisayarlı tomografi
Cx	Sirkumfleks arter
ÇKBT	Çok kesitli bilgisayarlı tomografi
DP	Basınç gradienti
EKO	Ekokardiyografi
EF	Ejeksiyon fraksiyonu
ES	Ejeksiyon süresi
FK	Fraksiyonel kısalma
GE	Gradient eko
HZİ	Hız-zaman integrali
İGZ	İzovolümetrik gevşeme zamanı
İKZ	İzovolümetrik kasılma zamanı
KA	Kesit alanı
KMRG	Kardiyak manyetik rezonans görüntüleme
LAD	Sol ön inen arter
LAO	Sol anterior oblik
LMCA	Sol ana koroner arter
LV	Sol ventrikül
LVDSÇ	Sol ventrikül diyastol sonu çapı
LVEF	Sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu
LVOT	Sol ventrikül çıkış yolu
LVSSÇ	Sol ventrikül sistol sonu çapı
MRG	Manyetik rezonans görüntüleme
PDA	Arka inen arter
PYP	Kalay pirofosfat
RAO	Sağ anterior oblik
RCA	Sağ koroner arter
RF	Radyo dalgası
RNA	Radyonüklid anjiografi
RV	Sağ ventrikül
SE	Spin eko

TEE	Transözefagial ekokardiyografi
VKİ	Vena kava inferior

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 İki ortogonal pencere (apikal dört (üst) ve apikal iki boşluk (alt)) görüntülerinde, sol ventrikül hacminin ve EF'sinin hesaplanması için kullanılan iki düzlemli Simpson metodu 14

Şekil 2.2 PW Doppler ile MPİ hesaplanması..... 17

Şekil-2.3 Kısa aks görüntülerde endokard ve epikard sınırları çizilerek sol ventrikül volüm ve EF ölçümü 26

Şekil 4.1.1 Görsel EF ve KMRG ile ölçülen EF değerlerinin uyumunun değerlendirildiği Bland-Altman grafiği 32

Şekil 4.2.1 Gözlemci içi uyumun değerlendirildiği Bland-Altman grafiği..... 34

Şekil 4.3.1 Gözlemciler arası uyumun değerlendirildiği Blant-Altman grafiği..... 36

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 4.1 Hastaların yaş ortalaması, cinsiyet dağılımı ve EF değerleri..... 31
Tablo 4.1.1 Yöntemler arası uyumu değerlendirmede üç kategorili grup için hasta sayıları ve Kappa istatistiği..... 33
Tablo 4.1.2 Yöntemler arası uyumu değerlendirmede iki kategorili grup için hasta sayıları ve Kappa istatistiği 33
Tablo 4.2.1 Gözlemci içi uyumu değerlendirmede üç kategorili grup için hasta sayıları ve Kappa istatistiği..... 35
Tablo 4.2.2 Gözlemci içi uyumu değerlendirmede iki kategorili grup için hasta sayıları ve Kappa istatistiği..... 35
Tablo 4.3.1 Gözlemciler arası uyumu değerlendirmede üç kategorili grup için hasta sayıları ve Kappa istatistiği..... 37
Tablo 4.3.2 Gözlemciler arası uyumu değerlendirmede iki kategorili grup için hasta sayıları ve Kappa istatistiği..... 37

1.GİRİŞ

Sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu (LVEF), global sol ventrikül fonksiyonu hakkında bilgi veren ve diyastol sonu hacmin ne kadarının aortaya pompalandığını gösteren bir parametredir. LVEF'nin doğru ölçümü, kardiyovasküler birçok hastalığın ciddiyetinin ve prognozunun güvenilir bir şekilde kestirilebilmesi açısından önemlidir (1, 2). Ayrıca intrakardiyak defibrilatör veya biventriküler pacing dahil olmak üzere optimal tedavi stratejisini belirlemede de kullanılır (3). LVEF, nicel olarak sol ventrikülografi, M-mod, 2 boyutlu ve 3 boyutlu ekokardiyografi, radyonüklid görüntüleme teknikleri, çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) ve kardiyak manyetik rezonans görüntüleme (KMRG) ile hesaplanabileceği gibi ekokardiyografide görsel olarak da değerlendirilebilmektedir.

LVEF ölçümü KMRG ile kesin ve yüksek tekrarlanabilirlikte yapılabilmektedir. Tekniğin daha iyi yumuşak doku kontrastına ve yüksek uzaysal rezolüsyona sahip olması, non-invazif oluşu, radyasyon riski içermemesi, tüm miyokard segmentlerini değerlendirebilmesi ve geometrik varsayımlardan bağımsız olması nedeniyle sol ventrikül volüm ve ejeksiyon fraksiyonu hesabında diğer tekniklere üstünlük göstermekte ve KMRG'yi bu alanda altın standart yöntem haline getirmektedir (4).

LVEF, ekokardiyografi ile tercihen 2 boyutlu ve 3 boyutlu hacim ölçümleri kullanılarak hesaplanmaktadır. Ekokardiyografik olarak iki boyutlu görüntülerde LV hacminin ölçümü için birkaç yöntem bulunmaktadır. Bunlar arasında en çok önerileni 'diskler toplamı' (*disc summation*) veya 'iki düzlemli Simpson' olarak isimlendirilen yöntemdir. Üç boyutlu ekokardiyografi ile iki boyutlu incelemeye kıyasla daha doğru ve güvenilir ölçümler yapılabilmektedir (5).

Kalbin kasılma paternine bakarak LVEF için görsel olarak da bir tahminde bulunulabilir. Görsel ve kantitatif metodlarla elde edilen değerler arasında ciddi tutarsızlık olması kantitatif değerlendirmenin tekrar yapılmasını gerektirebilir (6). LVEF'nin görsel olarak değerlendirilmesi, tedaviyi belirleyecek kritik kararlar dışında, laboratuarın işleyişini hızlandırması açısından önemli bir alternatif teknik olarak düşünülebilir (7). Nitekim görsel değerlendirme ile kantitatif ölçümler arasındaki uyumu değerlendiren çalışmalar yapılmıştır (7, 8, 9). Ancak görsel olarak

LVEF'yi değerlendirecek olan her laboratuarın, bu değerlendirmelerinin kantitatif yöntemlerle uyumunu göstermeleri en uygun yaklaşım olacaktır.

Bu çalışmada ekokardiyografide görsel olarak değerlendirilen ejeksiyon fraksiyonunun kantitatif ölçümler ile uyumluluğunun değerlendirilmesi planlanmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kalbin Anatomisi

Kalp, sternum ve kostal kartilajların posteriorunda yer alır ve diafragmanın süperior yüzünde yerleşiktir. Kalp, plevral kavite olarak isimlendirilen, lateral boşlukları kaplayan iki akciğer arasında yer alır. Dış yüzeyi perikard ile çevrili olan kalp, önde sternum, sağda ve solda akciğerlerin mediastinal yüzleri, altta diafragma ve arkada özofagus ile komşuluk içindedir.

Kalbin aksı sağ omuzdan sol meme ucuna yönelen hat üzerindedir. Bazal kısmı 3. kosta üzerinde yerleşir, sternuma yaklaşır ve orta hattın sağına ve posterior istikametine yönelir. Apeks ise orta hattın soluna ve anterioruna yönelir. Bu nedenle, kalp atımı sol meme ucunun altında linea mamillaris üzerinde 5-6. kosta aralığında daha kolay palpe edilir.

Kalp iki atriyum ve iki ventrikülden oluşur. Kalbin taban (*basis*) kısmında sağ ve sol atriyumlar, ön alt tarafında ise ventriküller bulunur.

Sağ atriyum ve vena kava superior frontal göğüs radyografisinde görülen kardiyak silüetin sağ lateral kenarını oluşturur. Sağ atriyal appendiks ise sağ aortik sinüse komşudur ve sağ koroner arterin proksimalinde yer alır. Sağ atriyum, superior ve inferior vena kava'dan sistemik venöz dönüşü ve koroner sinüs ile çok sayıdaki Thebesian venler aracılığıyla koroner venöz dönüşün büyük çoğunluğunu alır ve bu kanı triküspit kapak ile sağ ventriküle (RV) gönderir.

Sağ ventrikül sağ anterior yerleşimli bir yapıdır. Radyografik olarak frontal kardiyak silüetin sınırlarına katkıda bulunmaz. İnlet, trabeküler ve çıkış yolu segmentlerinden oluşur. İnlet yapısı triküspit anülüsten papiller kasların insersiyonuna kadar uzanır. Apikal trabeküler bölge ise papiller kasların yapıştığı yerlerin yanından aşağıya ventriküler apeksin ve anterior duvarın yarısına kadar uzanır. Anterioapikal trabeküler bölgede kompleks kas demetleri ağı mevcutken çıkış bölgesi daha düz duvarlıdır.

Kalbin posterior yüzünü ise sol atriyum oluşturur. Sol atriyum akciğerlerden gelen oksijenlenmiş kanı sağ ve sol pulmoner venler aracılığıyla alır. Ayrıca küçük venler (Thebesian venleri) pulmoner dolaşıma geçmeden direkt olarak venöz kanı atriyal miyokarddan atriyumun içine drene ederler (10). Özefagus ve desendan aorta

sol atriyum duvarına komşudur. Bu nedenle sol atriyum, interatriyal septum ve mitral kapak transözefagial ekokardiyografi (TEE) ile iyi görülür. Sol atriyal appendiksin duvarları tarak şeklinde (pektinat), sol atriyum duvarı ise düzgündür. Mural trombus çoğunlukla atriyal appendiks içinde veya daha az sıklıkla atriyumun gövdesinde gelişebilir (11). Sol atriyum ile sağ atriyum arasında interatriyal septum bulunmaktadır ve üzerinde foramen ovale yer alır. Sol atriyum posterior orta hat odacığı olarak venöz kanı mitral kapak aracılığıyla sol ventriküle iletir.

Sol ventrikül radyografik olarak frontal kardiyak silüetin sol kenarını oluşturur. Sol ventrikül, sağ ventrikül gibi mitral kapak aparatüsünün oluşturduğu inlet, subaortik çıkış bölgesi ve apikal alandan oluşur. Mitral kapak orifisi elips şeklinde olup mitral ve aort kapakları fibröz bir devamlılık gösterirler. Sol ventrikülün giriş ve çıkış yolakları, bu ikisi arasında intrakaviter bir perde oluşturan, anterior mitral yaprakçık ile ayrılır.

Kalbin besleyici kan akımı, sağ ve sol ana koroner arterden oluşan sistem tarafından sağlanır. Sol ana koroner arter, ana pulmoner arter ile sol atriyal apendiks arasından geçtikten hemen sonra, sol ön inen koroner arter ve sirkumfleks koroner arter olarak iki ana dala ayrılır. Sol ön inen arter (LAD), anterior interventriküler olukta oblik olarak kalbin apeksine doğru uzanır. LAD'den çıkan diyagonal dallar sol ventrikül serbest duvarının anteriorunu ve sağ ventriküler serbest duvarının anteriorunun medial 1/3'lik kısmını besler. Septal perforatör arterler ise anterior septum ve apikal septumu besler. İlk septal perforatör dalı; his demetini, sağ ve sol anterior demet dallarını da besler (10). LAD, interventriküler septumun ön 2/3'ünü, sol ventrikülün anterior ve lateral duvarını, anterolateral papiller kasın bir kısmını ve sağ ventrikülün anteromediyal bölümünün 1/3'ünü besler. Sol sirkumfleks arter (Cx) sol ana koroner arterden çıktıktan sonra sol AV olukta yol alır ve obtus marjinale dallarını verir. Crux bölgesi kalbin inferio-posteriorunda interatrial ve interventriküler olukların birleştiği bölge olarak tanımlanmaktadır. Bu bölgeye ulaşan ve arka inen arteri (PDA) oluşturan damar Cx ise sol dominant dolaşımdan, RCA ise sağ dominant dolaşımdan bahsedilir. Eğer her iki damardan kaynaklanıyorsa dengeli (balanse) olarak değerlendirilir. İnsanların %85'inde sağ koroner dominansı, %8'inda sol koroner dominansı ve %7'sinde ise balanse olduğu bildirilmektedir (12). Cx sol ventrikülün sol kenarı ve anterolateral mitral papiller

kasın bir kısmını besler. Ayrıca atriyal dalı ile sol atriyumun ön yan ve arka kısmını besler.

Sağ koroner arter (RCA) aort kökünde anterior sinüs valsalvadan ayrıldıktan sonra sağ AV oluk içinde uzanarak sol ventrikülün posterior yüzüne doğru seyreder. RCA konus arteri, sinüs nodu arteri ve akut marjin dallarını verir. Sağ koroner arter AV oluktan kalbin arka yüzüne dönüp PDA dalını verir (%85). RCA eğer PDA'ya dallanırsa dominant olarak kabul edilir. RCA, sağ ventrikülün ön 2/3'ü, kalbin sağ kenarı, sağ atriyum, interventriküler septumun arka 1/3'ü ve posteromedial papiller kası besler. Sinoatriyal nod ve AV nodun beslenmesi kişiden kişiye oldukça değişkendir. Farklı kaynaklarda farklı oranlar bildirilmekle birlikte yaklaşık olarak sinoatriyal nodun %60 RCA ve %40 Cx'ten beslendiğini söylemek mümkündür. AV nod için bu oran %80 RCA ve %20 Cx olarak bildirilmiştir.

2.2. Kardiyovasküler Sistem Fizyolojisi

Kalp kası atriyal kas, ventriküler kas ve özelleşmiş eksitatuar-iletici kas fibrilleri olmak üzere temel olarak 3 yapıdan oluşmaktadır. Atriyal ve ventriküler kas tipleri kontraksiyon sürelerinin biraz daha uzun olması dışında iskelet kasları gibi kasılırken, eksitatuar- iletici kas fibrilleri çok az kontraktil fibril içerdiklerinden zayıf olarak kasılırlar, ancak kalbin eksitasyon sürecinden sorumlu olan aksiyon potansiyelinin yayılımında ve kontrolünde temel rol oynarlar. Kalp kası iskelet kasındaki gibi aktin ve miyozin adı verilen, yan yana dizilen ve kontraksiyon sırasında birbiri üzerinde kayabilen miyofibrillerden oluşur.

Dolaşım sistemi temel olarak sistemik (periferik) ve pulmoner dolaşım olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Dolaşımdaki toplam kan volümünün yaklaşık %84'ü sistemik dolaşımda, kalan %16'sı ise pulmoner dolaşımda ve kalpte bulunmaktadır.

Kan akımı dakikada perifere pompalanan mililitre ya da litre cinsinden kan miktarı olarak tanımlanır. Bir damarın içinden geçen kan akımı başlıca 2 faktör tarafından belirlenir, bunlar 'damarın iki tarafındaki basınç gradienti (DP)' ve 'vasküler rezistans (R)'tır. Bu basınç gradientinin vasküler rezistansa oranı (DP/R) kan akımını vermektedir, yani kan akımı basınç gradienti ile doğru orantılı iken vasküler rezistansla ters orantılıdır (Ohm kuralı).

Kardiyak output, atım volümü ve ejeksiyon fraksiyonu (EF) ventriküler performans göstergeleridir. Kardiyak output bir dakikada dolaşıma geçen kan miktarını gösterir ve atım volümü ile kalp hızının çarpımı sonucu elde edilir. Kardiyak output sağlıklı bireylerde istirahat halindeyken ortalama 5-6 lt/dk'dır. Atım volümü her kalp atımında pompalanan kan miktarını gösterir ve diyastol sonu volümden sistol sonu volümün çıkarılmasıyla elde edilir. Ejeksiyon fraksiyonu ise atım volümünün diyastol sonu volüme oranı ile ele edilir.

2.2.1 Sol Ventrikül Sistolik Fonksiyonunu Belirleyen Faktörler

Sol ventrikül sistolik fonksiyonunu belirleyen dört temel faktör vardır. Bunlar: ön yük, ard yük, kontraktilite ve kalp hızıdır.

2.2.1.1 Ön Yük

Kontraksiyona başlamadan önce kalp kasını belli bir uzunlukta ve gerilimde tutan yük olarak tanımlanır. Kontraksiyondan hemen önce kalp kasının uzunluğu fizyolojik sınırlarda ne kadar uzunsa, yani ön yük ne kadar fazla ise oluşan kontraksiyon gücü o kadar fazla olur. Bu olay Frank-Starling prensibi olarak tanımlanmaktadır.

Ön yük diyastol sonundaki volüm olarak tanımlandığından, bu volümü, dolayısıyla ön yükü belirleyen iki faktörden söz edilebilir. Birincisi diyastolde kalbe dönen kan volümüdür. Bunu ventrikülün diyastolik dolum özellikleri, atriyal katkı, total kan volümü, vücudun pozisyonu, venöz dönüş, intratorasik ve intraperikardiyal basınç gibi faktörler etkiler. Örneğin atriyal fibrilasyonda atriyal katkının ortadan kalkması veya venodilatör ilaçlarla venöz tonusun azalması ön yükü azaltır. Ön yükü belirleyen ikinci faktör, bir önceki sistol sonunda ventrikül içinde kalan kan volümüdür. Dolayısıyla kalp yetmezliğinde atım hacminin düşmesi, sistol sonunda ventrikül içinde kalan kan volümünün fazla olmasına neden olarak ön yükü artırmaktadır.

Ön yükün kalbin kontraksiyon gücünü artırıcı etkisi 2 mekanizmayla açıklanmaktadır. Birincisi, fizyolojik sınırlarda sarkomer uzunluğunun belli bir seviyeye kadar uzamasıyla aktin ve miyozin arasındaki çapraz köprü sayısının optimal seviyeye çıkmasıdır. Aktin ve miyozin arasındaki çapraz köprü sayısının

optimal seviyeye çıktığı bu uzunluğun 2,2 mikrometre olduğu saptanmıştır. Ön yükün kontraksiyon gücünü artırıcı etkisini açıklayan ikinci mekanizma ise optimal sarkomer uzunluğunda miyofilamanların kalsiyuma olan duyarlılığının artmasıdır.

2.2.1.2 Ard Yük

Kalbin kontraksiyona başladıktan sonra kanı dolaşıma verebilmesi için yenmesi gereken yük olarak tanımlanır. Sol ventrikül için ard yükün major komponentleri; aortik impedans, periferik vasküler rezistans, arteriyel duvar rezistansı (veya stiffness'i), aortadaki kan volümü ve kanın viskozitesidir. Bu periferik faktörlere ek olarak diyastol sonu volüm yani ön yük de ard yükün major belirleyicilerindendir. Diyastol sonundaki volüm ventrikülün çapını belirlediğinden, Laplace yasasına göre (duvar gerilimi=basınç × yarıçap /2 × duvar kalınlığı) çapa bağlı olarak bir sonraki kontraksiyonun başlangıcındaki duvar gerilimini de belirlemektedir. Böylelikle ön yük, ventrikülün kontraksiyona geçtikten sonra yenmesi gereken bir yük olan duvar gerilimini belirlediğinden, ard yükün komponentleri arasında düşünülür (13).

2.2.1.3 Kontraktilite

Kontraktilite veya inotropik durum, kalp kasının kas lifi uzunluğundan bağımsız olarak kontraksiyon oluşturabilme yeteneği ve gücü olarak tanımlanabilir. Aslında ön yük, ard yük, kalp hızı gibi sistolik performansı belirleyen diğer faktörler kontraktilite üzerine de etkili olmakla birlikte, tanım olarak burada yükten bağımsız bir özellik ifade edilmektedir.

Kontraktilite, kontraktil proteinlerin (aktin, miyozin) birbirinden bağımsız olan başlıca 2 özelliği tarafından belirlenir: 1) Maksimum kuvvet oluşturma kapasitesi, 2) Maksimum kısalma hızı.

Maksimum kuvvet oluşturma özelliği, aktin ve miyozin arasındaki çapraz bağlantı sayısı tarafından belirlenirken, maksimum kısalma hızı ise çapraz bağlantı turnover hızı tarafından belirlenmektedir.

2.2.1.4 Kalp Hızı

Kalp hızının artması, dakikadaki sistol sayısının fazla olması nedeniyle kardiyak outputu artıran önemli mekanizmalardan biridir. Kalp hızının artması ayrıca kontraktiliteyi ve relaksasyonu artırarak hem sistolik hem de diyastolik performansı olumlu yönde etkiler. Kardiyak output artışı, kalp hızı belli bir değere gelene kadar devam ederken, kalp hızında daha fazla artma kardiyak outputta azalmaya neden olur. Bu limit değer genç yaştaki birçok kişide 170-180 atım/dk kadarken, atletiklerde 200-220 atım/dk, yaşlılarda, egzersiz yapmayan kişilerde veya kalp hastalarında 120-140 atım/dk kadardır. Bu değerden sonra kardiyak outputtaki azalmanın nedeni diyastolün kısalması nedeniyle ventrikül doluşunun azalması ve özellikle koroner arter hastalığı olanlarda koroner perfüzyonun azalmasıdır.

2.3 Sol Ventrikül Sistolik Fonksiyonlarının Ölçülmesinin Önemi

Sol ventrikül sistolik fonksiyonlarının değerlendirilmesinin amacı, bölgesel hareket bozukluğu gösteren segmentleri tespit etmek ve kalbin pompa gücünü kantitatif olarak değerlendirmektir. Kantitatif değerlendirmede en sık kullanılan ve en önemli olan parametre ejeksiyon fraksiyonudur. LVEF'si infarkt sonrası iyileşme döneminde, kronik kalp yetmezliğinde, valvuler kalp hastalığı, dilate kardiyomiyopati, miyokardit, aritmi, hipertansiyon ve konjenital kalp hastalığı gibi nedenlerle sol ventriküler disfonksiyonu olan hastalarda tedavi seçeneklerinin belirlenmesi ve prognoz tayininde çok önemli bir kriter olarak değerlendirilmektedir (1 ,2).

EF'si düşük olan hastalarda sağ kalım oranı daha azdır. Örneğin 5010 kalp yetmezliği hastasının dahil edildiği Val-HeFT çalışmasında düşük EF değerlerinin 23 aylık takip süresince tüm nedenlere bağlı motalitede artışla ilişkili olduğu gösterilmiştir (14). Yine 7599 hastanın dahil edildiği bir başka çalışmada EF'si %45'in altındaki hastalarda her %10'luk azalmanın tüm nedenlere bağlı mortalitede %39 oranında artışla ilişkili olduğu tespit edilmiştir (15). CASS (Coronary Artery Surgery Study) kayıtlarında medikal tedavi altında olan hastaların uzun dönem sağ kalımını belirleyen en önemli faktörlerden birinin EF olduğu belirtilmiştir (16). Asemptomatik ciddi mitral ya da aort yetersizliği gibi kapak hastalarında cerrahi tedavi zamanlamasını belirleyen faktörlerden biri de LVEF değeridir. Avrupa

Kardiyoloji Derneği kalp kapak hastalıkları ve tedavi kılavuzuna göre asemptomatik ciddi aort ve mitral yetersizliği hastalarında EF'nin sırasıyla %50 ve %60'ın altında olması sınıf 1 kanıt düzeyi ile cerrahi tedavi endikasyonudur. LVEF intrakardiyak defibrilatör veya biventriküler pacing dahil olmak üzere optimal tedavi stratejisini belirlemede de kullanılır (3).

Özellikle miyokard enfarktüsünden sonra ve hipertansiyon gibi hastalıklarda, ventrikülün duvar kalınlığında, şeklinde ve hacminde meydana gelen değişikliklere 'ventriküler yeniden biçimlenme' (*ventricular remodeling*) adı verilir. Yeniden yapılanma esnasında etkin olan mekanik ve nörohumoral faktörler, miyokart hasarının sonrasında miyositlerin gerilmesine, miyokard hipertrofisi ve kardiyak dilatasyona neden olurlar. Ventriküler yeniden biçimlenme bazı durumlarda kontrolsüz bir gelişim süreci içerisine girerek, sol ventrikülde dilatasyon ve ejeksiyon fraksiyonunda düşme ile sonuçlanabilir. Bu hastaların kardiyak fonksiyonlarının geri dönüşümsüz olarak bozulmasını engellemek için sistolik fonksiyonlarının takibi önem kazanmaktadır. Bu yüzden kullanılacak tetkik yönteminin, bölgesel ve global fonksiyon bozukluklarındaki değişiklikleri hassas ve doğru bir şekilde saptaması gerekmektedir. Takip incelemelerinde kullanılması da klinik süreç içerisinde gerekli olduğundan bu tetkik yönteminin doğruluk ve tekrar edilebilirlik değerlerinin yüksek olması gerekmektedir (17).

2.4 Sol Ventrikül Ejeksiyon Fraksiyonunun Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

Ejeksiyon fraksiyonu atım volümünün diyastol sonu volüme oranı ile ele edilir. Formül ile ifade etmek gerekirse;

EF= ((Diyastol sonu volüm – sistol sonu volüm)/Diyastol sonu volüm))x100

Ejeksiyon fraksiyonunun değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler başlıca invaziv ve non-invaziv olarak iki ana gruba ayrılabilir:

- İnvaziv Yöntemler
  - Sol Ventrikülografi
- Non-invaziv Yöntemler
  - Ekokardiyografi

- Bilgisayarlı tomografi (ÇKBT)
- Nükleer tıp yöntemleri
- Manyetik rezonans görüntüleme (MRG)

2.4.1 Sol Ventrikülografi

Sol ventrikülografi kardiyak kateterizasyon işleminin ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesini sağlayan önemli bir bölümünü oluşturur. Sol ventrikülografi global ve bölgesel sol ventrükül fonksiyonları, mitral kapak yetersizliği, ventriküler septal defekt, hipertrofik kardiyomiyopati ve sol ventrikül mural trombüsü gibi bir takım bozuklukların varlığı, lokalizasyonu ve ciddiyeti hakkında önemli bilgiler sağlayabilir.

Ventrikülografi kontrast maddenin doğrudan ventrikül kavitesi içine enjeksiyonu ile yapılır. Sol ventrikülün yeterli miktarda opasifikasyonunu sağlamak için sol ventrikül kavitesine yerleşitirilen bir kateter aracılığıyla kısa sürede yüksek basınçla belli bir miktarda kontrast madde vermek gerekmektedir. Bunun için çoğu kez 6F çapında ve çok sayıda yan delikleri bulunan kateterler tercih edilmektedir. Sol ventrikülografi için en çok kullanılan kateter pigtail kateterdir. Kateterin tasarımı, opak maddenin miyokarda penetrasyonuyla oluşan endomiyokardial lekelenme olasılığını büyük ölçüde ortadan kaldırır, çünkü son deliği çoğunlukla ventrikül trabekülasının yanında yer almaz. Kateterin şekli ventriküler ektopik atımların oluşmasını çoğunlukla azaltır. Ayrıca distalinde çok sayıda delikleri olması, kontrast madde için çok sayıda çıkış yolu sağlar ve bu da kateterin geri tepme şiddetini azaltır.

Genel olarak kateter ölçülerine, ventriküler atım volümüne ve kardiyak hemodinamik parametrelere bağlı olarak enjeksiyon hızı ve volümü değişir. Pigtail, Eppendorf ve NIH kateterler için hız 10-16 ml/sn ve toplam volüm 30-55 ml arasındadır. Ventrikülü geniş olan ya da kardiyak atım hacmi fazla olan hastalarda yüksek volümde ve az akım hızında enjeksiyon yapılmalıdır.

Ciddi sol ventrikül disfonksiyonu olan hastalarda (ortalama pulmoner kapiller kama basıncı > 25 mmHg) sol ventrikülografi düşük osmolar kontrast ajanlar kullanılarak yapılmalıdır. Eğer hastada ciddi sol ventrikül sistolik disfonksiyonu veya ciddi koroner arter hastalığı varsa non-iyonik ve düşük osmolar kontrast

maddeler kullanılması uygundur (18). Günümüzdeki radyografik donanımla düşük osmolar kontrast ajanlarla, daha az miktarda kontrast madde kullanım teknikleriyle, ventrikülografinin emniyetli olmadığı hasta grubu önemli ölçüde azalmıştır. Enjeksiyon öncesi sol ventrikül sistolik basıncının 180 mmHg'nin altında olması tercih edilir. Mural trombüs, böbrek yetersizliği veya ciddi LV disfonskiyonu gibi yüksek riskli özelliklere sahip hastalarda ventrikül fonksiyonlarını değerlendirmek için non-invaziv yöntemlerin seçilmesi daha uygundur

Sol ventrikülogram, iyi opasifiye edilmiş ventrikül normal sinüs ritminde atım gösterirken, kalitatif ve kantitatif olarak analiz edilir. Ektopik ve postektopik atımların değerlendirilmesi ventriküler fonksiyonlar hakkında yanlış izlenim verecektir. Genellikle 30 derece sağ ön oblik (RAO) ve 45-60 derece sol ön oblik (LAO) projeksiyon tercih edilir. Bölgesel duvar hareketleri, RAO projeksiyonda (anterolateral, anterior, inferior, posterobazal) ve LAO projeksiyonda (septal bazal, septal apikal, lateral bazal, lateral apikal) görülen her bir segment için kalitatif olarak (normal, hipokinetik, akinetik, diskinetik, anevrizmatik) derecelendirilebilinir. Kantitatif değerlendirme diyastol sonu ve sistol sonu volümleri ile EF ölçümünü içerir.

Sol ventrikülografi, daha önceki yıllarda kardiyak cerrahi planlanan, akut miyokard enfarktüsü geçirmiş hastalara rutin olarak uygulanan ve altın standart olarak kabul edilen bir yöntem iken, bugün hem kateterizasyonun olası komplikasyonları (ventrikül perforasyonu, aritmi, emboli, kontrast reaksiyonu gibi), hem maliyetinin yüksek oluşu hem de non-invaziv yöntemlerin gelişmesi sonucu daha az uygulanır hale gelmiştir. Ancak yine de koroner anjiyografi ve kateterizasyon sırasında ve diğer non-invaziv yöntemler ile yeterli veri elde edilemeyecek durumlarda tercih edilebilir bir seçenek olmaktadır.

2.4.2. Ekokardiyografi

Rutin pratikte kolay uygulanabilir, ucuz ve ulaşılabilir bir yöntem olması, fazla zaman almaması nedeni ile en sık tercih edilen görüntüleme yöntemi ekokardiyografidir. Kullanıcıya ve akustik pencereye bağlı olması, obezite ve anatomik varyasyonlar durumunda sağladığı verilerin yetersiz olması ise dezavantajları arasında sayılabilir.

Başlangıçta M-mode ekokardiyografi ve iki boyutlu ekokardiyografi ile LV anatomisi gösterildikten sonra harmonik görüntülemenin de tekniğe eklenmesiyle endokard kalınlığı ve sınırlarının belirlenmesi, sistol ve diyastol sonu volümlerin hesaplanması, global ve segmenter LV fonksiyonlarının değerlendirilmesi üst düzeye çıkarılmıştır. Doppler tekniği ile volüm tayinleri, intrakardiyak akım hızları ile hemodinamik bilgiler elde edilmiştir. Doku Doppler görüntüleme ve son yıllarda giderek popüler olan strain ve strain oranı tayinleri ile segmenter sistolik fonksiyonlar hakkında daha detaylı inceleme fırsatı doğmuştur.

2.4.2.1 Ekokardiyografi ile EF'nin Değerlendirilmesi

Ekokardiyografi hem kalitatif hem kantitatif olarak sistolik fonksiyonların değerlendirilmesine yardımcı olmaktadır. Ekokardiyografide global sol ventrikül sistolik fonksiyonu için en sık kullanılan ifade EF'dir.

Ekokardiyografide EF görsel olarak ve kantitatif yöntemler kullanılarak değerlendirilir. EF değerlendirilmesinde sol ventrikülün 2B görüntülerinden sıklıkla bir tahminde bulunulabilir. Görsel değerlendirme ekokardiyografiyi yapan kişi tecrübeli ise genellikle güvenilir olmakla birlikte gözlemciler arası oldukça fazla değişkenlik göstermektedir (19). Özellikle farklı eksenlerde bölgesel duvar hareket kusuru tespit edilen hastalarda görsel değerlendirmenin kantitatif ölçümlerle karşılaştırılması gereklidir. Benzer olarak kantitatif ölçümlerle elde edilen değerlerin de görsel değerlendirme ile korelasyonu önerilmektedir (20). Yapılan çalışmalarda vizüel değerlendirme ile ekokardiyografide kullanılan diğer kantitatif parametreler arasında yüksek korelasyon saptanmıştır. (Modifiye Simpson ile ölçülen ejeksiyon fraksiyonu için, R = 0.898; duvar hareket skor indeksi için, R = 0.919) (21).

Ejeksiyon fraksiyonu, volümetrik ölçümler kullanılarak daha objektif olarak da değerlendirilebilir. Kantitatif olarak sol ventrikül EF'si M-mod, 2B ve 3B ekokardiyografi ile hesaplanabilmektedir. Lineer ölçümleri 3B volümetrik ölçümlere dönüştürmek için geometrik varsayımlar gerektiren ve bu nedenle hatalı sonuçlara neden olabilen M-mod teknikleri (Teichholz ya da Quinones yöntemleri) artık klinik pratikte kullanılmamaktadır.

İki boyutlu görüntülere dayalı EF ölçümü yöntemlerinden biri de alan ölçümüne dayalı yapılan ölçümlerdir (alan-uzunluk yöntemi). Adından da

anlaşılacağı üzere, iki boyutlu görüntülerde ventrikül kavitesinin alanı ve uzunluğunun kullanıldığı bu yöntemler geometrik varsayımlar gerektirmektedir ve klinik pratikte nadiren kullanılmaktadır.

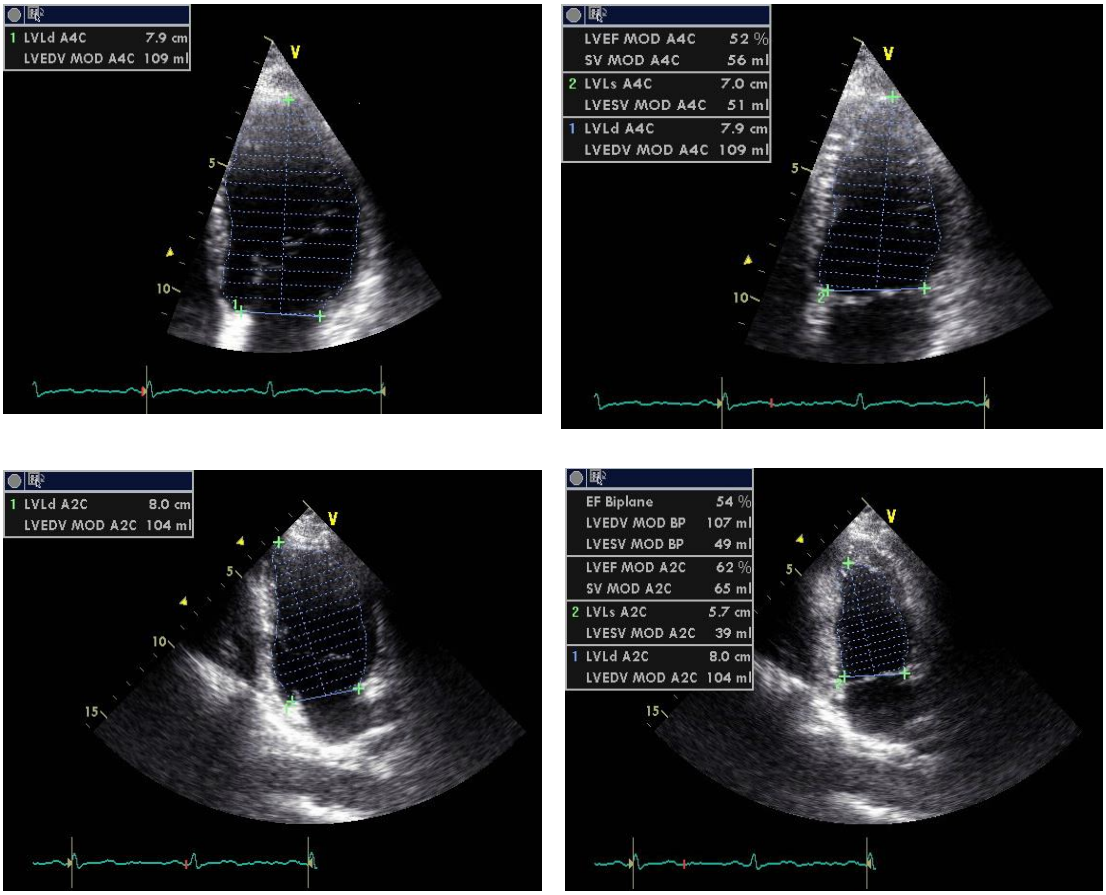
En sık kulanılan EF ölçüm yöntemi ise "diskler toplamı" veya "iki düzlemli Simpson" olarak isimlendirilen yöntemdir. Bu yöntemde apikal pencereden LV endokardiyal sınırı tespit edilip, ventrikül uzun eksen boyunca disklere bölünür. Disklerin hacim toplamı ise ventrikül içi hacmi verir. Burada önemli nokta, trabekülasyonların değil gerçek endokardiyal sınırın tespit edilmesidir. Trabekülasyonlar ve papiller kaslar LV duvarına ait olaral değil, LV kavitesinin bir parçası olarak kabul edilmelidir (22).**(Şekil 2.1)**

LV hacminin doğru ölçülmesi için bir başka önemli teknik nokta ise, apikal görüntülerin kısa kesilmesinden (foreshortening) kaçınılmasıdır.

Uniform bir kontraktilite durumunda, tek plan ile hesaplanan LV hacim değerleri iki düzlemli Simpson yöntemi ile elde edilen değerlere çok yakın olmaktadır. Buna karşın sol ventrikül bölgesel duvar anormalliklerinde, LV hacmini hesaplamak için iki düzlemli Simpson yöntemi tercih edilmelidir.

3B ekokardiyografi ile elde edilen deneyimlere göre LV hacmi, daha doğru ve güvenilir biçimde ölçülmektedir (5). Gelecekte LV hacmi ve LVEF ölçümleri için 3B ekokardiyografi, rutin olarak kullanılan bir inceleme olabilir.

EF değerleri için %55 ve üstü normal; 45-54 arası hafif; 30-44 arası orta; 30'un altı ise ciddi azalmış olarak kabul edilmektedir (20).



Şekil 2.1 İki ortogonal pencere (apikal dört (üst) ve apikal iki boşluk (alt)) görüntülerinde, sol ventrikül hacminin ve EF'sinin hesaplanması için kullanılan iki düzlemli Simpson metodu

2.4.2.2 Ekokardiyografide Sistolik Fonksiyonların Değerlendirilmesinde Kullanılan Diğer Parametreler

Fraksiyonel Kısalma

LV sistolik fonksiyonlarının ekokardiyografik olarak değerlendirildiği ilk teknik M-mode ekokardiyografidir. Parasternal uzun eksende, LV diyastol ve sistol sonu çapları iki boyutlu eko kılavuzluğunda M-mode kayıtları alınarak ölçülür. Ventrikül çaplarının olduğundan daha fazla hesaplanmasını önlemek için, M- mode çizgisi LV uzun eksenine dik gelecek şekilde yerleştirilmelidir. Ölçümler mitral posterior kapakçığın hemen altından ve korda seviyesinden yapılmalıdır. Diyastolik ve sistolik iç çaplar LV posterior duvar endokardı ve septumun kavite sınırı esas alınarak ölçülür.

M-mod ile ölçülen ventrikül boyutları ventrikülün tamamını yansıtmayabilir. M-mod ekokardiyografi ile fraksiyonel kısalma (FK) hesaplanabilir. Fraksiyonel kısalma, her bir LV kontraksiyonunda LV çaplarının değişim yüzdesidir. FK değeri LV diyastol sonu çapı (LVDSÇ) ve LV sistol sonu çapı (LVSSÇ) kullanılarak şu şekilde hesaplanır:

FK= [(LVDSÇ- LVSSÇ) / LVDSÇ] x 100

Normal FK, %25-42 arasındadır. Bu yöntemin kısıtlılığı sadece bir hat üzerinden tüm sol ventrikülün değerlendirilmesidir.

Atım Hacmi (Stroke Volüm)

Atım hacmi, çeşitli faktörler tarafından belirlendiğinden, sistolik fonksiyonun gerçek bir göstergesi değildir. Yine de, birçok faktörün etkileşmesinin son ürünü olarak her bir kardiyak siklusta atılan kan hacminin miktarını tespit ettiğinden kardiyak hastalığın tanı ve tedavisinde rol alan önemli bir ölçümdür. Atım hacmi, yukarıda tarif edildiği üzere iki düzlemli Simpson metodu ile elde edilen LV diyastol sonu hacminden LV sistol sonu hacminin çıkarılmasıyla hesaplanabilir. Bu fark eğer kapak yetmezliği yok ise sol ventrikül çıkış yolundan (LVOT) geçen atım hacmine eşittir. Atım hacmi aynı zamanda akımın kesit alanı ve hız-zaman integrali kullanılarak hesaplanmaktadır.

Atım hacmi = LVOT kesit alanı x akımın hız-zaman integrali

Her atımda sol ventrikül silindirik aorta içine kan hacmini göndermektedir. Bu silindirin tabanı çıkış yolunun sistolik kesit alanı iken, yüksekliği her atımda kan hücrelerinin kat ettiği ortalama mesafedir. Bu mesafe hız- zaman eğrisinin integrali olarak belirtilmektedir.

Bu yaklaşımda kesit alanının doğru bir şekilde ölçülmesine dikkat edilmelidir. Kesit alanı çapın karesiyle orantılı olduğundan çap ölçülürken yapılacak küçük hatalar kesit alanında büyük değişikliklere yol açacaktır. Ayrıca, en yüksek velosite sinyalini elde etmek için Doppler huzmesi akıma paralel olmalıdır. Bununla birlikte, çap ve velosite aynı anatomik bölgeden ölçülmelidir.

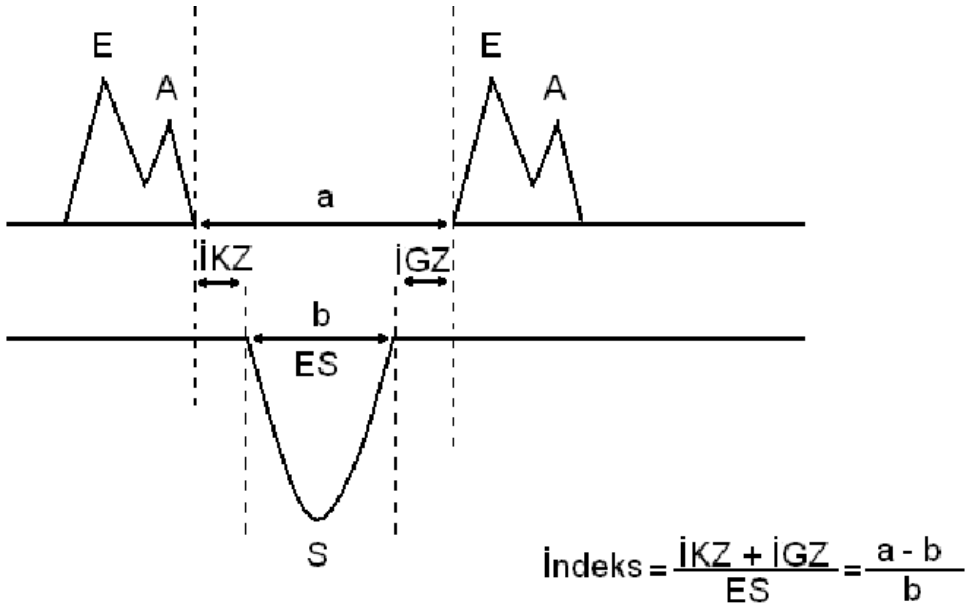
Sol Ventrikül Duvar Hareket Skor İndeksi

Sol ventrikül sistolik fonksiyon bozukluğunu ve bunun yaygınlığını göstermede önemlidir. Amerikan Ekokardiyografi Cemiyetinin standardize ettiği 16 segment modeli ile duvar hareketi her segment için ayrı ayrı puanlandırılır. Normal miyokardiyal kalınlaşma ve hareket = 1 puan olarak değerlendirilirken, hipokinezi = 2 puan, akinezi = 3 puan, diskinezi = 4 puan ve anevrizma = 5 puan olarak değerlendirilir. Değerlendirilebilen segmentlerin puanlarının toplamı değerlendirilen segment sayısına bölünerek duvar hareket skor indeksi hesaplanır.

Duvar hareketi skor indeksi, bölgesel duvar hareket anormalliklerinin yaygınlığını yansıtır. Duvar hareketi skor indeks'in normal değeri 1'dir. Skor indeksi arttıkça LV sistolik fonksiyon bozukluğunun derecesi de artmaktadır. Bu değerlendirmenin EF ile uyumlu olduğu belirtilmiştir (23).

Miyokard Performans İndeksi

Ventrikül fonksiyonunun kolayca belirlenen bir indeksi olup, mitral kapağın kapanmasından açılmasına kadar olan toplam sistolik zaman ile ejeksiyon süresi kullanılarak kolayca hesaplanabilir. Total sistolik süre; izovolümetrik kasılma zamanı (İKZ) + ejeksiyon zamanı (EZ) + izovolümetrik gevşeme zamanı (İGZ) olarak tanımlanır. Miyokard performans indeksi (MPİ) esas olarak, toplam izovolümetrik süreleri (IVCT+ IVRT) ejeksiyon süresine bölerek hesaplanır (Şekil-2.2). MPI veya Tei indeksi olarak bilinen ve hem sistolik hem de diyastolik fonksiyonların durumu hakkında bilgi veren bu indeksin, iskemik ve iskemik olmayan hastalık durumlarında sağ kalımla ilişkili olduğu gösterilmiştir. Normal MPI 0,40'ın altındadır. Bu değer ne kadar artarsa ventrikül fonksiyonunun o derece bozuk olduğu düşünülür. Tei indeksinin EF değeri ile ters yönde korelasyon gösterdiği belirtilmiştir (24).



Şekil 2.2 PW Doppler ile MPİ hesaplanması. İKZ: İzovolumik kontraksiyon süresi, İGZ: İzovolumik gevşeme süresi, a: Mitral inflow geç diyastolik dalga (A) ile erken diyastolik dalga (E) arasındaki süre, b-ES: Sistolik ejeksiyon süresi.

Doku Doppler Ekokardiyografi ve Deformasyon Görüntüleme

Sol ventrikül sistolik fonksiyonları doku Doppler ekokardiyografi yöntemi ile de değerlendirilebilir. Kalp kontraksiyonu kompleks miyokardiyal fibril yapısı nedeniyle 3 bölümde incelenebilir: longitüdinel (apikal uzun aks), radyal (horizontal plan) ve rotasyonel. Kalp siklusu boyunca apeks göreceli olarak sabit olup, aksiyal planda uzun eksen boyunca hafif rotasyonla birlikte apikale doğru hareket eder.

Apikal pencereden kalbin uzun aks fonksiyonları değerlendirilir. Feigenbaum 1967 yılında, M mod ekokardiyografi yöntemini kullanarak, mitral anüler hareketin sol ventrikül sistolik fonksiyonlarının bir göstergesi olabileceğini belirtmiştir. Mitral anülüs ya da sol ventrikülün bazalinden ölçülen velositeler, kalbin uzun eksendeki hareketini göstermektedir. Mitral anüler sistolik velosite global ventrikül fonksiyonlarının bir göstergesi olarak kullanılabilir (25). Sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu ile pik sistolik mitral anüler velosite arasında anlamlı bir pozitif korelasyon olduğu gösterilmiştir (26). Hastalar EF değerlerine göre iki gruba ayrıldığında (≥50 ve <50), mitral anüler sistolik velosite kesim noktası ≥ 7,5 cm/sn alındığında, korunmuş sol ventrikül sistolik fonksiyonunu %79 duyarlılıkla ve %88 özgüllükle gösterebilmektedir (27). Bunun yanısıra mitral anüler sistolik velosite

ölçümü ciddi mitral anülüs kasifikasyonu veya protez kapağı bulunanlarda kullanılamaz.

Doku Doppler ekokardiyografi, strain ve strain hızı gibi yöntemlerle de ventrikül fonksiyonları kantitatif olarak değerlendirilebilir. Bölgesel miyokardiyal kasılmanın değerlendirilmesinde kullanılan miyokardiyal velosite ölçümlerinin birtakım sınırlılıkları bulunmaktadır: 1) apeksin sınrlı hareketinden dolayı, apikal segmentler değerlendirilemez; 2) pik velosite ölçümü incelenen bölge ve transdüser arasındaki açıya bağlıdır, apikal bölgede açı fazla olacağından yanıltıcı sonuçlar verebilir; 3) genel kalp hareketi, kardiyak rotasyon ve yan dokuların kontraksiyonu ölçülen velosite değerlerini etkilemektedir. Fakat strain ve strain hızı ölçümlerinde bu problemlere minimal rastlanmaktadır. Her ikisi de genel kalp hareketinden etkilenmezler (28).

Miyokardial strain ve strain hız ölçümü akut, kronik iskemi ve miyokard enfarktüsü ayrımını yapabilmektedir. Enfarkte miyokard, belirgin olarak azalmış sistolik, diyastolik velositeler ve deformasyon oranları, sistolik strain ve strain hızında bazalden apikale doğru olan homojenitenin bozulması ile karakterizedir. Görsel değerlendirmede normal duvar hareketi gibi izlense de, iskemik segmentlerde azalmış sistolik longitüdinal velositeler kaydedilebilir (29).

2.4.3 Bilgisayarlı Tomografi

Önceki yıllarda kullanılan konvansiyonel bilgisayarlı tomografide, kalbin kontraksiyonuna bağlı hareket artefaktı, bilgisayarlı tomografinin kardiyak görüntülemedeki yerini kısıtlamaktaydı. Ancak son yıllarda görüntüleme işlem süresinin kısalması ve görüntü çözünürlüğünün artması sayesinde hem koroner arter hastalığının tanısında hem de ventrikül fonksiyonlarının değerlendirilmesinde bilgisayarlı tomografi (BT) giderek artan sıklıkta kullanılır hale gelmiştir. Kalsiyum skorlama ve koroner görüntülemenin yanı sıra fonksiyonel ve morfolojik kardiyak görüntüleme de BT'nin uygulamaları arasına girmiştir (30,31).

BT'nin en önemli avantajı tüm kalbin çok hızlı şekilde taranmasının ardından istenen her planda 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntülerin elde edilebilmesidir. Tüm ölçümler görüntü işleme (post-processing) imkanı nedeniyle ek görüntülemeye gerek kalmadan yapılabilir.

Bilgisayarlı tomografi ile kalp boşluk volümleri, bölgesel sol ventrikül kontraktilitesi ve duvar kalınlaşması, sağ ve sol ventrikül diyastolik dolumu ve ejeksiyon fraksiyonu ölçümlerini yapabilir. Ek olarak kapak yetmezliklerinin nicel değerlendirilmesi yapılabilir, enfarkt alanı değerlendirilebilir.

İnce BT kesitleri sistol ve diyastol sonu uzun ve kısa aks görüntüler sağlayarak ventriküler anatominin ayrıntılı incelenmesine olanak tanır. Ayrıca enfarktın yeri ve boyutu saptanabilir. Enfarkt boyutu kontrastlı BT görüntülerde negatif kontrast şeklinde görüntülenir, bu durum enfarkt dokusunun erken dönemde kontrast tutmamasına bağlıdır. Uzun aks görüntülerle apikal trombüs ve apikal enfarkt ile yalancı ve gerçek apikal anevrizmalar gösterilebilir. Aritmojenik sağ ventrikül displazisi gibi sağ ventrikülü ilgilendiren patolojilerde dilate sağ ventrikül izlenebilir. Ventrikül boyutları, ventrikül duvar kalınlıkları, aortanın ve sol atriyumun genişliği kolayca ölçülebilir. Ayrıca çeşitli yazılım programlarının yardımıyla kısa aks sistol ve diyastol sonu görüntüler kullanılarak ejeksiyon fraksiyonu, kas kütlesi, atım hacmi ve kardiyak output gibi parametreler kolay ve hızlı bir şekilde hesaplanabilir.

Özet olarak, BT kardiyak fonksiyon değerlendirilmesinde hem temel yöntem, hem de diğer yöntemlere tamamlayıcı olarak önemli bilgiler sağlamaktadır.

2.4.4 Nükleer Tıp Yöntemleri

Kardiyak fonksiyonların değerlendirilmesinde temel olarak üç sintigrafik yöntem kullanılmaktadır:

- İlk geçiş radyonüklid anjiografi
- Equilibrium Gated Radyonüklid Ventrikülografi (MUGA)
- Gated SPECT miyokard perfüzyon sintigrafisi

2.4.4.1. İlk Geçiş Radyonüklid Anjiografi (First Pass RNA)

İlk geçiş radyonüklid anjiografi (RNA) kardiyopulmoner dolaşımın noninvazif değerlendirilmesini sağlar. Yöntem kardiyak şantlar ve pulmoner dolaşımı etkileyen anomaliler gibi patolojilerin değerlendirilmesinde kullanılabilse de en sık endikasyonu EF hesaplamasıdır. Özellikle sağ ventrikül EF değeri için doğruluğu oldukça yüksek sonuçlar elde edilmektedir (32).

Radyonüklid maddenin intravenöz enjeksiyonunu takiben 25-100 msn aralıklarla ardışık görüntüler elde edilir. Çekim süresi ortalama olarak 30 saniyedir. Kanın RV'ye girişi ve LV'den çıkışı izlenir. Görüntüler sağ ventrikül EF değeri hesaplaması için sağ anterior oblik pozisyondan, sol ventrikül EF değeri hesaplaması için ise sol anterior oblik pozisyondan toplanır.

Her bir ventrikülün değerlendirilmesi için hastaya farklı pozisyon verilmesi, ritm bozukluklarında yeterli veri elde edilememesi ve görüntü çözünürlüğünün düşük olması RNA'nın rutin klinik çalışmalarda kullanımını kısıtlayan durumlardır.

2.4.4.2. Equilibrium Gated Radyonüklid Ventrikülografi (MUGA)

Gated denge kan havuzu yöntemi olarak da adlandırılan, verilen radyofarmasötiğin kan havuzunda dengeye geldikten sonra kalbin sistol ve diyastolünün değerlendirilmesine dayanan yöntemdir. MUGA ile LVEF hesaplaması, ventrikül boyutları ve duvar hareketleri gibi ventrikül fonksiyonlarına yönelik birçok parametre ölçülebilir.

Kalay pirofosfat (PYP) intravenöz olarak 10-20 μg/kg dozunda uygulanır. Kalay eritrositlerde oksidasyon/ indirgenme reaksiyonunu uyararak uygulanan Tc-99m perteknetat'ın indirgenerek hemoglobinin beta zincirine bağlanmasını ve orada kalmasını sağlar. Ön hazırlık yöntemi farklı şekillerde (in vivo, modifiye in vivo veya in vitro) olabilir.

Üç standart pozisyonda (anterior, sol anterior oblik ve sol lateral veya sol posterior oblik) görüntü elde edilir. EF'nin hesaplanabilmesi için en iyi görüntü her iki ventrikülün ayrımının en iyi yapılabileceği 30-60º sol anterior oblik pozisyonda elde edilir. Kardiyak senkronizasyonu sağlamak için eş zamanlı olarak EKG hastaya bağlanır. Her bir kardiyak siklus belli sayıda intervallere (16-24) bölünür. Ardışık görüntüler her bir intervalden edinilen görüntülerin toplamı olarak sunulur. İyi kalitede görüntü için düzenli R-R aralığı gereklidir. Yeterli sayım için 800-1000 kardiyak siklusu (5-10 dk) içeren görüntüler yeterlidir.

Öncelikle görsel değerlendirme yapılır. Kabaca sol ventrikül EF'si, ventrikül duvar hareketleri, anevrizma olup olmaması ve lokalize hipoperfüze alan (perikardiyal efüzyon, epikardiyal yağ dokusu) değerlendirilir. Ayrıca kalp dışı yapılar da gözden geçirilir. Örneğin aortta fokal dilatasyon aort anevrizmasını,

akciğerlerde üst kısımlarda artmış aktivite LV disfonksiyonunu akla getirmelidir. Ardından sistol ve diyastol sonunda elde edilen sayımlardan volüm eğrileri çizilerek LVEF değeri hesaplanır.

2.4.4.3. Gated SPECT

Gated SPECT, SPECT çalışmasının EKG ile senkronize edilmesi yoluyla kalbin üç boyutlu ve sinematografik görüntülerinin elde edilmesi çalışmasıdır. Bu çalışma, ventrikül fonksiyonlarının sayısal değerler ile değerlendirilmesine olanak sağlar. Ayrıca meme ve diafragma atenüasyonlarının gerçek perfüzyon defektlerinden ayırt edilmesine yardımcı olabilir (33).

Bu çalışma için standart SPECT çekimi sırasında hastanın eş zamanlı EKG kaydı alınır. Veri toplama işlemi bir R dalgası ile başlar ve aritmik vurular kayıt dışında bırakılır. Kalp siklusu (R-R mesafesi) genellikle 8-16 çerçeveye bölünür. Hastada aritmi olmaması kaliteli görüntülerin elde edilmesini sağlar. Gated SPECT görüntüleme için birden fazla kardiyak siklusun sistol ve diyastol fazından görüntü alınır. Sistol ve diyastol sonundaki miyokard sınırları, kullanılan yazılım programları ile otomatik olarak tanımlanır. Her bir çerçeve için ventrikül hacimleri hesaplanarak hacim-çerçeve eğrisi elde edilebilir.

LVEF ve volümlerinin hesaplamasında altın standart olarak kabul edilen kardiyak manyezik rezonans görüntüleme ile gated SPECT'in karşılaştırmasının yapıldığı çalışmalarda yüksek derecede korelasyon saptanmıştır (34).

2.4.5 Manyetik Rezonans Görüntüleme

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), insan vücudunun yüksek kontrast çözünürlükte görüntülenmesine olanak sağlayan görüntüleme tekniğidir. MRG güçlü bir magnet ve radyo dalgaları ile vücudun organ ve yapılarının detaylı görüntülenmesini sağlayan güvenli bir tanısal uygulamadır.

KMRG teknolojisi, önemli ölçüde uzamış tetkik süreleri ve ancak belirli özelleşmiş merkezlerde gerekli yazılımın bulunabilmesi gibi nedenlerle klinik kullanımda sınırlı bir yere sahip idi. Ancak son yıllarda ortaya çıkan teknolojik gelişmeler ile görüntü elde etme süreleri kısalmış ve elde edilen görüntülerin kalitesi artmıştır. Bu teknolojik gelişmeler ile yüksek görüntü kalitesi ve çözünürlüğü elde

edilmiştir. Bunun yanında MRG iyonizan radyasyon içermemekte ve aynı seansta çok yönlü değerlendirilme olanağı sağlayabilmektedir.

Teknolojinin ilerlemesiyle MRG, kardiyovasküler sistemde morfolojiye ek olarak fonksiyonel değerlendirmede de kullanılmaya başlanmıştır. KMRG, özellikle kompleks kalp damar anomalilerinin postoperatif değerlendirilmeleri ve takibinde ortaya koyacağı son derece yüksek çözünürlüğe sahip çok planlı anatomik görüntüler yanında sine MR kayıtları, MR-Anjiografi ve gerekli durumlarda uygulanabilecek perfüzyon-diffüzyon görüntüleme yöntemleri ile invaziv işlemlerin sayısını azaltmaya yardımcı olmaktadır (35). MRG, kardiyak anatomi ve fonksiyonun etkin bir şekilde değerlendirilmesine olanak tanıyarak, kalp-damar anomalilerinin erken tanı ve cerrahi tedavi sonrası takiplerinde non-invaziv bir görüntüleme yöntemi olarak giderek artan sıklıkta kullanılmaktadır (36).

2.4.5.1. KMRG'de Görüntüleme İlkeleri

İnsan vücudunun yaklasık %63'ünde yer alan hidrojen atom çekirdekleri MR sinyalinin kaynağını oluşturur. Hidrojen çekirdeği (tek bir proton), dış manyetik alana paralel olarak dizilecek şekilde dönen (spin) bir mıknatıs olarak hareket eder. Kendisi de bir manyetik alan oluşturur. Sıralanmasının yanında protonlar manyetik alan ekseni etrafında yalpalama hareketi (precesses) yapar (bu iki hareketi zihinde canlandırmak için topacın hem kendi ekseni etrafında dönüşü hem de yaptığı ikinci yalpalama hareketi hayal edilebilir). Yalpalama frekansı, içinde bulunan manyetik alanın şiddeti ile değişiklik gösterir. 1.5 T için 63 MHz olup radyofrekans sınırındadır. Bu frekans rezonans frekansı olarak bilinir. Vücuttaki hidrojen çekirdekleri grubu ancak bu frekansta bir radyo dalgası (RF) ile uyarılabilir. Bu uyarılma net manyetizasyon vektörünü diğer plana, xy planına taşır. Bu açıya 'flip açısı' denir. Radyo dalgası magnet içinde bulunan bir sarmal tarafından gönderilir. Radyo dalgası bu sarmala uygulanan dalgalı elektrik enerjisi sayesinde olur. Uyarılma sonrası net manyetizasyon vektörü ana manyetik alan yönünde döner ve ilk pozisyonunu alır (Relaksasyon).

Net manyetizasyon vektörünün tekrar eşitlik haline dönüşünde iki bileşen vardır:

1) Ana manyetik alana paralel olan vektör bileşeninin geri dönüşü çevre moleküllerle ilişkiye girerek olur. Göreceli olarak yavaş bir süreç olup T1 – longitudinal- relaksasyon adı verilir.

2) Ana alana çapraz vektör bileşeninin geri dönüşü daha hızlıdır ve spinler arasındaki ilişki iledir. T2 –transvers- relaksasyon adı verilir.

T1 ağırlıklı görüntüler normal yumuşak doku anatomisini ve yağ dokusunu göstermede etkin iken, T2 ağırlıklı görüntüler sıvı ve miyokard enfarktüsü, miyokardit, Takayasu arteriti gibi bazı inflamatuar durumlar sonrasında doku ödemini değerlendirmede faydalıdır. Klinik pratikte her iki görüntüleme şekli birbirini tamamlayan bilgiler vermektedir

Manyetik rezonans görüntüleri T1, T2 ya da sadece proton dağılımlarını gösterecek şekilde ağırlıklandırılırlar. Görüntülenen objeden gelen sinyallerin yerleştirilebilmesi için uygun zamanlarda açılıp kapanan ek manyetik alanlar gerekmektedir. Bunlara gradyan alanları (gradient fields) adı verilmektedir.

Yani MR sinyalleri basitçe gevşemekte olan, dönen protonlardan gelen sinyallerin uzaysal olarak çözümlenmesidir.

2.4.5.2. MR Pulse Sekansları

MR'daki görüntü kontrastı; dokuların proton yoğunluk farkı ile birlikte; RF pulsunun enerjisi, gönderme aralıkları ve sinyalin dinlendiği ana bağlıdır. Bu faktörlerin değişik kombinasyonları ile görüntü eldesinde kullanılan temel puls sekansları ortaya çıkar (37).

Spin echo (SE), gradient echo (GE), manyetizasyon hazırlık sekansları kardiyak görüntülemede en sık kullanılan sekanslardır.

Spin eko (SE) görüntüler

Kardiyovasküler sistemin görüntülemesinde uzun zamandır kullanılan ve halen temel yeri olan bir görüntüleme sekansıdır. Basit bir ifadeyle rutin olarak çok kesitli anatomik görüntü alımı için kullanılır. Hızlı hareket eden kanın siyah görünmesi sebebiyle *"siyah kan görüntüleri"* olarak da adlandırılır.

SE, T1 veya T2 ağırlıklı olabilir. Genel çizgileri ile T1 ağırlıklı görüntülerle anatomik detaylar değerlendirilerken T2 ağırlıklı görüntülerde patolojik detaylar

(miyokard enfarktüsüne ya da miyokardite bağlı ödem varlığı, tümör perikard ilişkisi gibi) değerlendirilir.

SE'nin avantajları gayet iyi bir sinyal görüntü oranı olması ve miyokard, epikardiyal yağ ve komşu dokular arasında kontrastın belirgin olmasıdır. Esas dezavantajı ise görüntü alım süresi ile ilgilidir. Elde edilmek istenen çözünürlüğe bağlı olarak tek bir görüntü alımı için 128 veya 256 kalp atımı gereklidir. Ayrıca aynı nedenle hareketli görüntüler elde edilemez.

Bu dezavantajlara rağmen halen konjenital kalp hastalıklarının görüntülenmesinde, perikardın değerlendirilmesinde, artimojenik sağ ventrikül displazisinin ve kalp tümörlerinin saptanmasında klinik önemi bulunmaktadır. Artık modern tarayıcılarla elde edilen kardiyovasküler sisteme ait bütün SE görüntüler nefes tutularak elde edilen Fast/Turbo Spin Eko görüntülerdir. Bunlar SE görüntülerin, tipik olarak 16'dan 32 kata kadar hızlandırılmak suretiyle görüntü elde etme süresini kısaltma amacıyla geliştirilmiş sekanslardır. Paralel görüntüleme tekniği ile ek olarak görüntü alımı 2-3 kat daha hızlandırılır.

Gradient Eko (GE) Görüntüler

GE görüntüler hızlı görüntü almak için geliştirilmiştir. SE sekansındaki 180 derecelik refaze edici puls uygulanmaz (37)**.** Kardiyak siklus ile eşleştirilerek hareketli görüntüler elde edilmesine olanak verir. Miyokarda göre kan belirgin olarak hiperintens görülür. Bu sebeple "*beyaz kan görüntüleri*" adı da verilir. Görüntü elde etme hızını 2 ila 3 kat artıran paralel görüntüleme tekniği ile birlikte kullanılmaktadır.

Manyetizasyon Hazırlık Pulsları (Prepulse)

Kontrast görünümünü belirginleştirmek ya da değiştirmek amaçlı kullanılır. Görüntüleme öncesinde manyetik alan vektörü manipule edilir. Örneğin *inversion recovery (IR) prepulse* tipik olarak enfarkt/canlılık değerlendirmesi amacıyla kullanılır. Bu teknik ile belli dokulardan gelen MR sinyalleri baskılanır (38)**.**

k-space

Her RF pulsundan sonra saptanan sinyal dijitalize edilerek 'k-space' denilen bir frekans depolama alanına yerleştirilir. Görüntünün 'k-space' hali, çözünürlüğe

göre değişecek şekilde her seferinde tek çizgi oluşturulmak üzere tipik olarak 128 ile 256 çizgi elde edilerek oluşturulur. Geleneksel olarak her bir çizgi bir kalp atımında elde edilir. K alanı doldurulduktan sonra veriler matematiksel bir analiz yöntemi olan "Fourier Transformasyon" ile görüntüye dönüştürülür (37).

Kardiyak Tetikleme

Kalbin görüntülenmesi sırasında oluşabilecek hareket artefaktlarının engellenebilmesi için en uygun yöntem kalp siklusundaki bazı noktaların EKG ile senkronize edilmesidir. Hasta MR cihazına girdiğinde manyetohidrodinamik etki ile ST segmentinde amplitüd artışı olur, bu da QRS'in yanlış saptanmasına neden olur. R dalgasının daha doğru tespitine yönelik olarak gelişmiş tarayıcılarda vektörel EKG kullanılır. Tetiklemenin amacı kalp hareketini dondurmaktır. Segmente k-space yaklaşımında k-space segmentlere bölünür, her bir segment birbirini takip eden R-R intervallerinde doldurulur. Buna "segmented k-space acquisition" adı verilir. Segmente k-alanı yaklaşımı tekli veya çoklu faz görüntü elde yöntemlerinde kullanılır.

Tek faz elde etme yönteminde kalbin statik görüntüsünü elde etmek için diastolün diastazis fazının R dalgasından sonraki gecikme zamanı ve süresi tespit edilir, ve diastazis süresince veri toplanır. Çoklu faz elde etme yönteminde ise bir R-R intervalinde çok sayıda k-alanı örneklenir. (38) Tam bir kardiyak siklusun sine görüntülerinin elde edilebilmesi için 4-12 kardiyak siklusa ait veriler kullanılmaktadır.

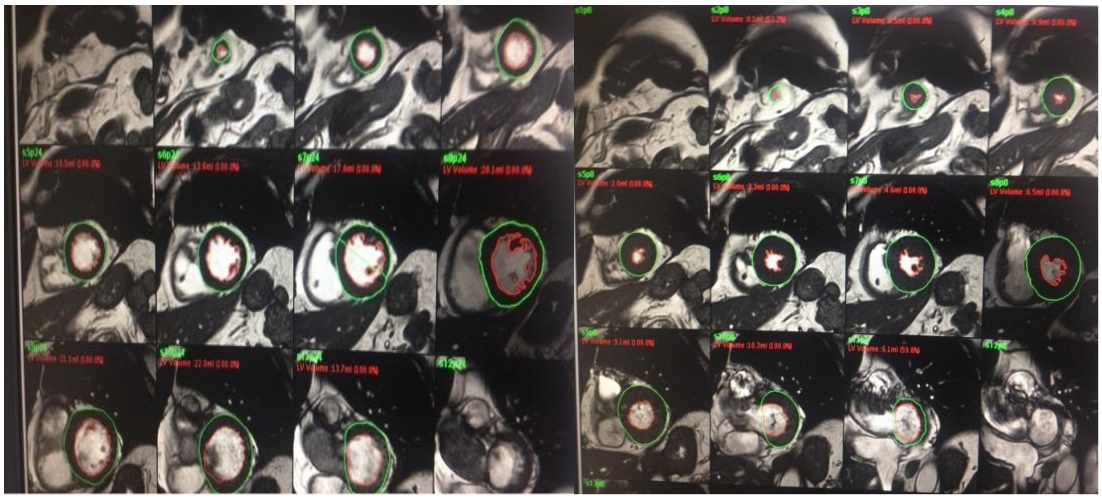
2.4.5.3 MRG ile Kardiyak Volüm ve Fonksiyonların Değerlendirilmesi

Koroner arter hastalığı ve diğer kardiyak hastalıklarda ventrikül fonksiyonları, volümleri ve kas kitlesi önemli prognostik öngördürücü göstergelerdir. Bu parametreler sağ ve sol ventriküller için MRG ile kesin ve yüksek tekrarlanabilirlikle yapılabilmektedir. Tekniğin daha iyi yumuşak doku kontrastına ve yüksek uzaysal rezolüsyona sahip olması, non-invazif oluşu, radyasyon riski içermemesi, tüm miyokard segmentlerini değerlendirebilmesi ve geometrik varsayımlardan bağımsız olması nedeniyle KMRG; sol ventrikül volüm ve EF hesabında diğer tekniklere üstünlük göstermekte ve bu alanda 'altın standart' olarak kabul edilmektedir (4). EF

ve volümler Simpson yöntemi ile hesaplanır. Bu yöntemde, her bir kardiyak döngüde 10-30 faz alınarak elde edilen beyaz kan (gradient eko) sekansı, 6-12 saniyelik nefes tutma süresince kullanılır. Genel olarak mitral plandan başlayarak, tüm ventrikülü kapsayacak şekilde seri kısa aks kesitleri elde edilmesi önerilir. Kesit kalınlığı 10 mm'yi aşmamalı, daha ince, hafif değişiklikler saptanmak istediğinde daha ince kesit kalınlığı planlanmalıdır. İşlem sonrası görüntü oluşturma ve ölçüm yapma sürelerinin azaltılması için günlük pratikte önerilen, 6 mm kesit kalınlığı- 4 mm gap veya 8 mm kesit kalınlığı-2 mm gap yaklaşımının kullanılmasıdır (38). Elde edilen kesitler bu amaçla geliştirilmiş bilgisayar programlarıyla ya da elle çizilerek hedeflenen boşluğa ait volüm ve EF değerleri elde edilir. (şekil-2.3)

Diğer tetkiklerle kıyaslandığında ölçümlerdeki tutarlılığın yüksek olması nedeniyle tedavi edici girişimleri değerlendiren uzun dönem takip çalışmalarında MRG tercih edilen yöntem haline gelmiştir (39).

Bölgesel ventriküler işlevler volümetrik analiz amaçlı elde edilen seri kısa aks sine görüntülerle değerlendirilebilir. Ayrıca özel bir teknik olan Tagging bu amaçla kullanılabilmektedir. Miyokard ızgara benzeri siyah çizgilerle işaretlenir. Miyokard üzerindeki bu işaretlerin kardiyak döngü süresince 3 boyutlu deformasyonu takip edilerek kardiyak rotasyon, miyokardın farklı tabakalarının hareketleri ve strain parametreleri ölçülür. Bölgesel miyokardiyal strain, intrinsik miyokardiyal kontraktilitenin göstergesi olarak kabul edilir (40)



Şekil-2.3 Kısa aks görüntülerde endokard ve epikard sınırları çizilerek sol ventrikül volüm ve EF ölçümü

3. MATERYAL ve METOD

3.1 Hasta Grubu

Çalışmamıza Ağustos 2013- Haziran 2014 tarihleri arasında çeşitli klinik ön tanılar nedeniyle kardiyak MRG tetkiki yapılan yaşları 22 ile 73 arasında değişen, 17'si kadın 36'sı erkek toplam 54 hasta dahil edildi.

Tüm hastalara önce Radyoloji ünitesinde kardiyak MRG çekimi yapıldı. Hastalar aynı gün içerisinde transtorasik ekokardiyografi görüntülerinin kaydı alınmak üzere laboratuarımıza gönderildi. Bu zaman diliminde hastaların klinik bulgularında ve tedavi protokollerinde değişiklik olmadı.

Bu çalışmada, klinik pratikte kolaylık sağlaması düşüncesiyle, ekokardiyografide görsel olarak tahmin edilen EF'nin diğer kantitatif yöntemlerle uyumunun karşılaştırılması planlandı. Diğer kantitatif yöntemlerden biri olarak ekokardiyografik Simpson yönteminin, diğeri ise EF ölçümünde altın standart kabul edilen MRG'nin yapılması planlandı. Ancak hastaların bir kısmında görüntülerin ekojenitesi yetersiz iken önemli bir kısmında ise kaydedilen kesitler Simpson yöntemini uygulayabilmek için uygun kalitede değildi. Bu nedenle görsel değerlendirmeler sadece altın standart yöntem olan MRG ile karşılaştırıldı.

3.2. Ekokardiyografik Değerlendirmeler

Hastaların ekokardiyografi incelemeleri laboratuarımızda General Electric Vivid S5 (GE Medical Systems, Milwaukee, MI, USA) ekokardiyografi cihazıyla, 3,5 MHz kardiyak prob kullanılarak yapıldı. Hastaların parasternal uzun ve kısa eksen görüntüleri (bazal, orta ve apikal seviyelerden); apikal iki ve dört boşluk görüntüleri ve apikal uzun eksen görüntüleri kaydedildi. Ejeksiyon fraksiyonunun değerlendirilmesi iki gözlemci tarafından öncelikle herhangi bir ölçüm metodu kullanılmadan sadece görsel olarak yapıldı. Bu değerlendirme esnasında görüntü kalitesi iyi, orta ve kötü olarak sınıflandırıldı (41). İlk değerlendirmeden en az 1 hafta geçtikten sonra değerlendiricilerden biri bu görüntülerden EF değerini görsel olarak tekrar tahmin etti. Bu şekilde aynı gözlemcinin yaptığı ilk ve ikinci tahmin gözlemci içi uyumu değerlendirmede kullanıldı.

3.3 Kardiyak MRG Çekimi Görüntü Analizi ve Değerlendirilmesi

Kardiyak MRG çekimleri Radyoloji Anabilim Dalı Manyetik Rezonans Görüntüleme Ünitesinde 1.5 Tesla MR cihazı (Optima MR 450 W, GE) kardiyak koili ile yapıldı. Faz dizilimli kardiyak koil, kalp koilin merkezine gelecek şekilde yerleştirildi ve bantlar ile sabitlendi. Solunum hareketlerini monitorize etmek için solunumsal ped kullanıldı. Nefes tutmalı serilerde hareket artefaktlarının engellenmesi amacıyla MR uyumlu elektrodlar kullanılarak EKG tetikleme uygulandı.

Çekim öncesi hastalar yapılacak işlem hakkında bilgilendirilerek çekim sırasında hareketsiz kalmalarının önemi vurgulandı. Çekim öncesi hastalara solunum egzersizleri ve nefes tutma çalışmaları gibi ön hazırlıklar yaptırıldı. Hiçbir vakada anesteziye ihtiyaç duyulmadı. Tüm incelemeler doktor eşliğinde gerçekleştirildi. Rutin manyetik rezonans görüntüleme tetkiklerinde olduğu gibi hastalar metal cisimlerden arındırılarak ferromanyetik klipsler ve pacemaker gibi kesin kontrendikasyonların varlığı ekarte edildikten sonra çekim odasına alındı. Hasta çekim pozisyonunda magnet içine yerleştirildikten sonra tüm çekimler tamamlanıncaya kadar çekim masası ve hasta hareket ettirilmedi.

Çekim protokolü sırasıyla şu şekilde gerçekleştirildi;

1) Aksiyel, koronal ve sagital planda tetiklemesiz, nefes tutmasız, “single shot” pilot görüntüler
2) Kalp anatomisinin, kalp dışı patolojilerin görüntülenebilmesi amacıyla serbest solunumla, üst mediastenden, karaciğer kubbesine kadar olan alanı kapsayan aksiyel planda FIESTA (b-SSFP) görüntüler
3) Gerçek zamanlı (real-time) pilot görüntüleme ile vertikal uzun aks, horizontal uzun aks, kısa aks ve dört oda görüntüler
4) Real-time görüntüler üzerinden sol ventriküle yönelik vertikal uzun aks sine FIESTA görüntüler
5) Vertikal uzun aks sine görüntüler, gerçek zamanlı kısa aks pilot görüntüler ile korele edilerek horizontal uzun aks sine FIESTA görüntüler
6) Vertikal, horizontal uzun aks sine ve gerçek zamanlı 4 oda pilot görüntülerin üzerinden kısa aks sine FIESTA görüntüleri elde edildi.

Kısa aks sine FIESTA görüntülerde kesti kalınlığı 6-8 mm, kesitler arası mesafe (gap) 2-4 mm olarak belirlendi. Çekimler hasta ekspirasyonda nefes tutarken EKG tetiklemeli olarak uygulandı. Hastalara bir sine görüntü elde etmek için yaklaşık 10 sn nefes tutturularak toplamda yaklaşık 10 sine kesit alındı. Kesitler atriyumların ortasından alınmaya başlanarak, kalp apeksi de kesite girecek şekilde tüm sol ventrikül tarandı. Her bir sine FIESTA görüntüsü elde edilirken akım artefaktlarını engellemek için fied-of view (FOV)'un yarısı kadar olacak şekilde manuel shim yapıldı. Ortalama MR inceleme süresi 15-20 dakika olarak hesaplandı.

Görüntüler iş istasyonunda değerlendirildi. Sol ventrikül volüm ve fonksiyon ölçümleri özel donanımlı bilgisayar programı (GE, AW-Reportcard 4.0) ile ekokardiyografi sonuçlarından habersiz olarak hesaplandı.

Kardiyak MRG'de sol ventikül volüm ve fonksiyonlarının ölçümü için kullanılan yöntemde Simpson modeli temel alındı. İş istasyonunda 2 oda görüntülerde diyastol sonu ve sistol sonu görüntülerde apeks ve bazal kesim işaretlendi. EF değerlerinin hesaplanması için kısa aks görüntülerde diyastol ve sistol sonu endokardial sınırlar yarı otomatik olarak apeksten bazale kadar tüm kesitlerde çizildikten sonra tüm fazlarda düzeltmeler manüel olarak yapıldı. Bazal kesimde miyokardın çepeçevre %50'den fazla görüldüğü kesitler dahil edildi, %50'den az görüldüğü kesitler dahil edilmedi. Papiller kaslar cihaz tarafından otomatik olarak ventrikül kütle hesabına dahil edildi. Bu yöntem sonucunda diyastol sonu, sistol sonu volümler ve ejeksiyon fraksiyonu değerlerine ulaşıldı.

('*Kardiyak MRG Çekimi Görüntü Analizi ve Değerlendirilmesi' bölümü Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalından Uzm. Dr. Sn. Elif Peker tarafından düzeltilmiştir.)*

3.4 İstatistiksel Yöntem

***Örneklem büyüklüğünün hesaplanması*:** Alfa hatası 0,05, beta hatası 0,2 olarak alındığında, sınıf içi korelasyon katsayıları (*intraclass correlation coefficient*: ICC) arasındaki fark %20 (ρ_0= 0,6 ve ρ_1= 0,8) iken gerekli örneklem büyüklüğü en az 39 kişi olarak hesaplandı. Çalışma sürecinde elde edilen preliminer verilere dayalı

olarak aynı hata değerlerinde ρ_0= 0,8 ve ρ_1= 0,9 olarak alındığında gerekli örneklem büyüklüğünün en az 46 kişi olması gerektiğine karar verildi

Sayısal değişkenler ortalama ± standart sapma, kategorik değişkenler frekans ve yüzde olarak ifade edildi. Yöntemler arası, gözlemci içi ve gözlemciler arasındaki uyumu değerlendirmek için ICC değerleri ve Bland-Altman grafikleri kullanıldı. ICC değeri 0 ile 1 arasında değişmekte olup değerlendiriciler arasındaki uyum için genellikle ICC değerinin 0,95-1 olması mükemmel, 0,85-0,94 olması yüksek, 0,70-0,84 olması ise orta derecede uyum olarak yorumlanmaktadır (42).

Klinik uygulamada önemi olması nedeniyle EF değerleri hem ≤%35, %36-54 ve ≥%55 olarak 3 gruba, hem de normal EF / düşük EF ayrımı için <%55 ve ≥%55 olarak iki gruba kategorize edildi. Bu şekilde kategorize edilen EF değerlendirmeleri arasındaki uyum Kappa istatistiği ile değerlendirildi. Üç kategorili grup için Kappa istatistiği hem ağırlıklandırma yapılmadan hem de lineer ağırlıklandırma yapılarak hesaplandı. Kappa değerlerine göre uyumun derecesi şu şekilde yorumlandı: Kappa<0,20 kötü; 0,21-0,40 zayıf; 0,41-0,60 orta; 0,61-0,80 iyi; 0,81-1 mükemmel derecede uyum (43).

4.BULGULAR

Ağustos 2013- Haziran 2014 tarihleri arasında çeşitli klinik ön tanılar nedeniyle kardiyak MRG tetkiki yapılan ve çalışmamıza dahil edilen hastaların yaş ortalaması, cinsiyet dağılımı ve EF değerleri Tablo 4.1'de verilmiştir. Çalışma grubunun yaş ortalaması 47,7 ± 15,7 olup çoğu kadın hastalardan oluşmaktaydı. KMRG ile ölçülen EF değerleri %21,4 ile % 80,3 aralığında olup ortalaması %56,4 ± 14,5 bulundu.

Tablo 4.1 Hastaların yaş ortalaması, cinsiyet dağılımı ve EF değerleri

Yaş (ortalama ± SD)	47,7 ± 15,7
Cinsiyet K/E (n (%))	37 (68,5) / 17 (31,5)
EF (ortalama ± SD)*	%56,4 ± 14,5
EF kategorileri-1*	
EF ≤%35 (n(%))	5 (9,3)
EF %36-54 (n(%))	16 (29,6)
EF ≥%55 (n(%))	33 (61,1)
EF kategorileri-2*	
EF<%55 (n(%))	21 (38,9)
EF≥%55 (n(%))	33 (61,1)

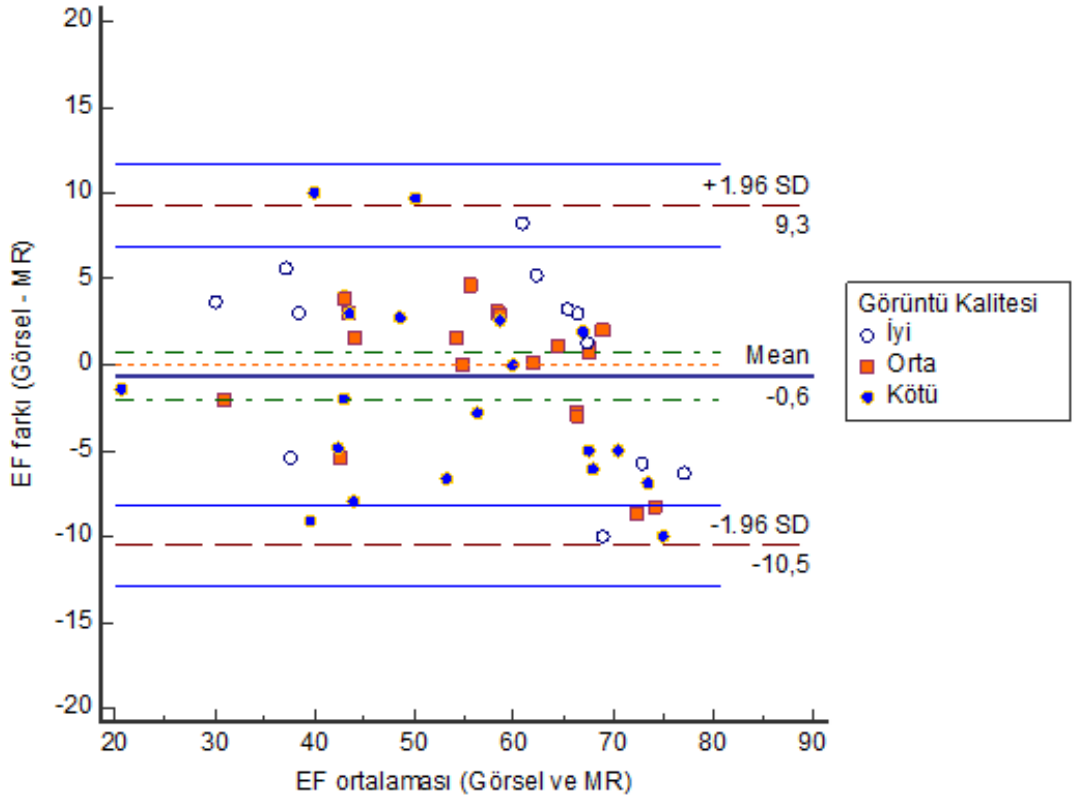
**KMRG ile ölçülen EF değeri; SD: standart sapma*

Tablo 4.1'de de görüldüğü gibi 5 (%9,3) hastanın EF'si %35 ve altında iken, 16 (%29,6) hastada orta derecede LV disfonkiyonu, 33 (%61,1) hastada ise normal sol ventrikül fonksiyonu saptandı.

4.1 Yöntemler Arası Uyumun Değerlendirilmesi

Ekokardiyografide görsel olarak değerlendirilen ejeksiyon fraksiyonu ile KMRG ile ölçülen değerler arasındaki uyumun karşılaştırılması için öncelikle sınıf içi korelasyon katsayısı (ICC) kullanıldı. ICC değeri, ekokardiyografik olarak görsel EF tahmini ile MR ölçümleri arasındaki genel uyumun yüksek derecede olduğunu gösterdi (ICC: 0,93 [%95 güven aralığı 0,88-0,96]).

Görsel EF ile MR ölçümü arasındaki uyumun farklı EF değerlerindeki dağılımını görmek amacıyla oluşturulan Bland-Altman grafiğinde Görsel EF'nin MR'a kıyasla EF'yi ortalama %0,6 daha düşük gösterdiği, bu değerin %95 dağılım aralığının +%9,3 ile -%10,5 arasında değiştiği görüldü (Şekil 4.1.1). Bu grafikte ek olarak yöntemler arası uyumun görüntü kalitesine göre değişiklik gösterdiği izlendi: Görüntü kalitesi iyi olan olgularda MRG ile görsel değerlendirme arasındaki farkın daha dar aralıkta dağıldığı; görüntü kalitesi bozuldukça hata oranının arttığı saptandı. Ayrıca görüntü kalitesi iyi ve EF değerinin %60'ın altında olan olgularda iki yöntem arasındaki farkın daha dar bir aralıkta dağıldığı, %60'ın üzerindeki olgularda ise aralığın bir miktar genişlediği dikkat çekti.



Şekil 4.1.1 Görsel EF ve KMRG ile ölçülen EF değerlerinin uyumunun değerlendirildiği Bland-Altman grafiği

EF değerleri kategorize edilerek oluşturulan alt gruplar için her iki yöntem arasındaki uyum Kappa istatistiği ile değerlendirildi. Üç kategorili grup için Kappa istatistiği ağırlıklandırma yapılmadan 0,71 (standart hata: 0,09), lineer ağırlıklandırma yapıldığında 0,76 (standart hata: 0,07) olarak bulundu. Bu değerlere göre iki yöntem arasındaki uyumun iyi düzeyde olduğu belirlendi. (Tablo 4.1.1)

Tablo 4.1.1 Yöntemler arası uyumu değerlendirmede üç kategorili grup için hasta sayıları ve Kappa istatistiği.

		KMRG EF			
		≤%35 (n)	**%36-54 (n)**	**≥%55 (n)**	*n (%)*
Görsel EF	**≤%35**	3	2	0	*5 (9,3)*
	%36-54	2	11	1	*14 (25,9)*
	≥%55	0	3	32	*35 (64,8)*
	n (%)	*5 (9,3)*	*16 (29,6)*	*33 (61,1)*	*54*
	Kappa: 0,71 (standart hata: 0,09) Doğrusal olarak ağırlıklandırılmış Kappa: 0,76 (standart hata: 0,07)				

İki kategorili grup için Kappa istatistiği tekrarlandığında değerin 0,80'e çıktığı ve böylelikle her iki yöntem arasında mükemmele yakın ölçüde uyum olduğu görüldü (Tablo 4.1.2).

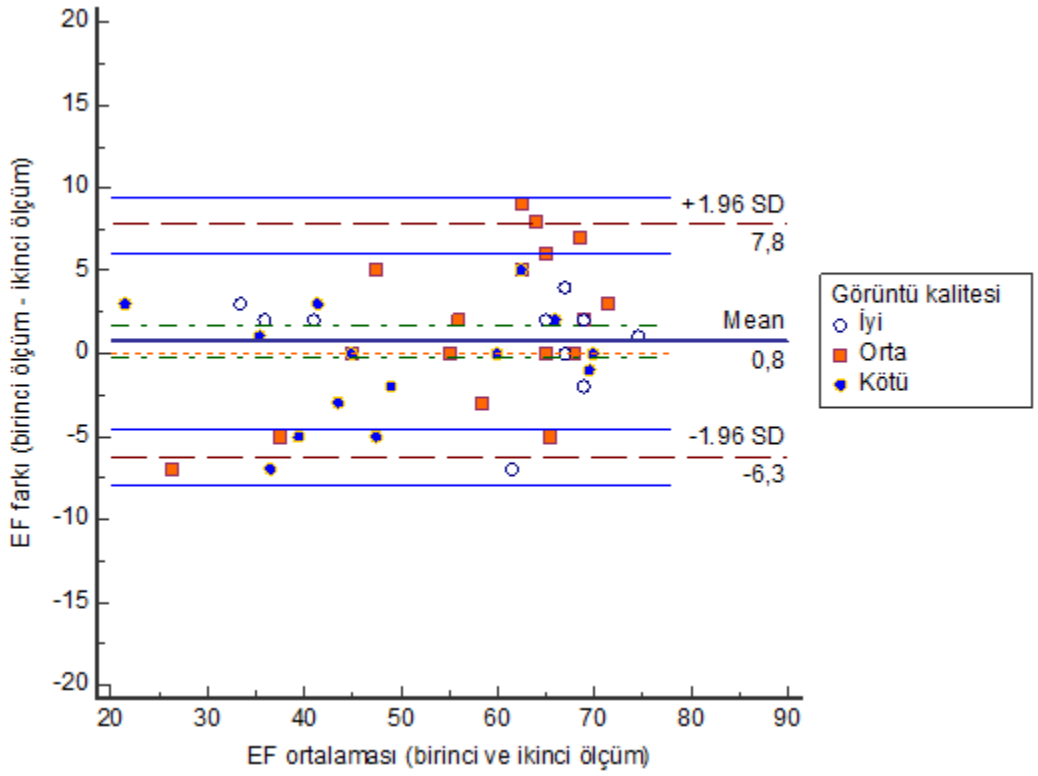
Tablo 4.1.2 Yöntemler arası uyumu değerlendirmede iki kategorili grup için hasta sayıları ve Kappa istatistiği .

		KMRG EF		
		<%55 (n)	**≥%55 (n)**	*n (%)*
Görsel EF	**<%55**	18	1	*19 (35,2)*
	≥%55	3	32	*35 (64,8)*
	n (%)	*21 (38,9)*	*33 (61,1)*	*54*
	Kappa: 0,80 (standart hata: 0,08)			

4.2 Gözlemci İçi Uyumun Değerlendirilmesi

Gözlemci içi uyumu genel olarak değerlendirmek amacıyla hesaplanan ICC değeri, uyumun mükemmel düzeyde olduğunu gösterdi (ICC: 0,96 [%95 güven aralığı 0,94-0,98]).

Bland-Altman grafiklerinde, iki EF ölçümü arasındaki farkın ortalama +%0,8 olduğu, hataların %95'inin -%6,3 ile +%7,8 arasında değiştiği görüldü. Özellikle görüntü kalitesi orta derecede olanlarda dağılımın biraz daha geniş bir aralıkta olduğu belirlendi (Şekil 4.2.1).



Şekil 4.2.1 Gözlemci içi uyumun değerlendirildiği Bland-Altman grafiği

EF değerleri kategorize edilerek oluşturulan alt gruplar için gözlemci içi uyum Kappa istatistiği ile değerlendirildiğinde Kappa değeri ağırlıklandırma yapılmadan 0,85 (standart hata: 0,06), lineer ağırlıklandırma yapıldığında ise 0,88 (standart hata: 0,05) bulundu. Bu değerlere göre gözlemci içi değerlendirmenin mükemmel derecede uyumlu olduğu sonucuna varıldı. (Tablo 4.2.1)

Tablo 4.2.1 Gözlemci içi uyumu değerlendirmede üç kategorili grup için hasta sayıları ve Kappa istatistiği

		İlk Ölçüm			
		≤%35 (n)	**%36-54 (n)**	**≥%55 (n)**	*n (%)*
İkinci Ölçüm	**≤%35**	3	2	0	*5 (9,3)*
	%36-54	2	12	0	*14 (25,9)*
	≥%55	0	0	35	*35 (64,8)*
	n (%)	*5 (9,3)*	*14 (25,9)*	*35 (64,8)*	*54*
Kappa: 0,85 (standart hata: 0,06) Doğrusal olarak ağırlıklandırılmış Kappa: 0,88 (standart hata: 0,05)					

İki kategorili grup için uyum değerlendirildiğinde Kappa değerinin 1,00'e yükseldiği ve böylelikle gözlemci içi uyumun daha da artarak mükemmel düzeyde devam ettiği izlendi (Tablo 4.2.2).

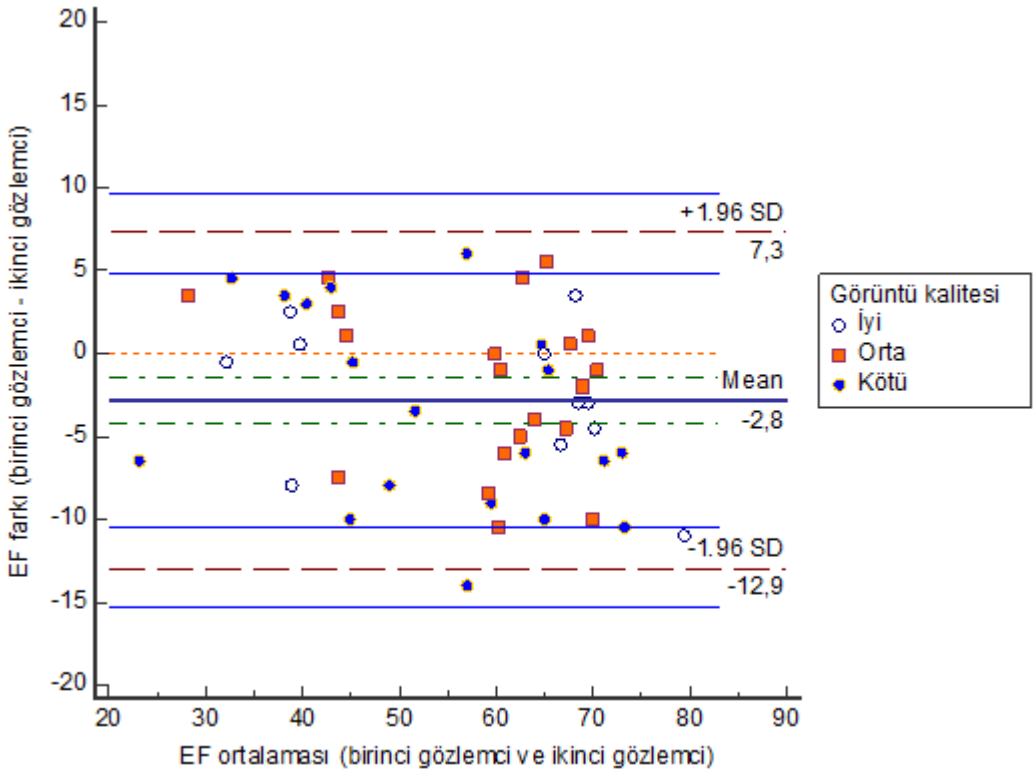
Tablo 4.2.2 Gözlemci içi uyumu değerlendirmede iki kategorili grup için hasta sayıları ve Kappa istatistiği

		İlk ölçüm		
		<%55 (n)	**≥%55 (n)**	*n (%)*
İkinci Ölçüm	**<%55**	19	0	*19 (35,2)*
	≥%55	0	35	*35 (64,8)*
	n (%)	*19 (35,2)*	*33 (61,1)*	*54*
Kappa: 0,80 (standart hata: 0,08)				

4.3 Gözlemciler Arası Uyumun Değerlendirilmesi

Gözlemciler arası uyumu genel olarak değerlendirmek amacıyla hesaplanan ICC değeri, uyumun yüksek derecede olduğunu gösterdi (ICC: 0,91 [%95 güven aralığı 0,80-0,95]).

Bland-Altman grafiklerinde, iki gözlemci arasındaki farkın ortalama -%2,8 olduğu, hataların %95'inin -%12,9 ile +%7,3 arasında değiştiği görüldü. Ayrıca görüntü kalitesi iyi olanlarda hataların nisbeten daha az olduğu, görüntü kalitesi orta ve kötü olanlarda ise hata aralığının arttığı saptandı (Şekil 4.3.1).



Şekil 4.3.1 Gözlemciler arası uyumun değerlendirildiği Blant-Altman grafiği

EF değerleri kategorize edilerek oluşturulan alt gruplar için gözlemciler arası uyum Kappa istatistiği ile değerlendirildiğinde, Kappa değeri ağırlıklandırma yapılmadan 0,89 (standart hata: 0,06), lineer ağırlıklandırma yapıldığında ise 0,91 (standart hata: 0,05) bulundu. Bu değerlere göre gözlemciler arası uyumun mükemmel derecede olduğu sonucuna varıldı. (Tablo 4.3.1)

Tablo 4.3.1 Gözlemciler arası uyumu değerlendirmede üç kategorili grup için hasta sayıları ve Kappa istatistiği

		Birinci Gözlemci			
		≤%35 (n)	**%36-54 (n)**	**≥%55 (n)**	*n (%)*
İkinci Gözlemci	**≤%35**	4	0	0	*4 (7,4)*
	%36-54	1	13	1	*15 (27,8)*
	≥%55	0	1	34	*35 (64,8)*
	n (%)	*5 (9,3)*	*14 (25,9)*	*35 (64,8)*	*54*
Kappa: 0,89 (standart hata: 0,06) Doğrusal olarak ağırlıklandırılmış Kappa: 0,91 (standart hata: 0,05)					

İki kategorili grup için uyum değerlendirildiğinde Kappa değeri 0,92 (standart hata: 0,05) bulundu. Bu bulgu gözlemciler arası uyumun mükemmel düzeyde olduğu şeklinde yorumlandı (Tablo 4.3.2).

Tablo 4.3.2 Gözlemciler arası uyumu değerlendirmede iki kategorili grup için hasta sayıları ve Kappa istatistiği

		Birinci Gözlemci		
		<%55 (n)	**≥%55 (n)**	*n (%)*
İkinci Gözlemci	**<%55**	18	1	*19 (35,2)*
	≥%55	1	34	*35 (64,8)*
	n (%)	*19 (35,2)*	*35 (64,8)*	*54*
Kappa: 0,92 (standart hata: 0,05)				

5. TARTIŞMA

Sol ventrikül sistolik fonksiyonlarını değerlendirmedeki amaç kalbin bölgesel duvar hareket bozukluğu gösteren segmentlerini tespit ederek bu şekilde global pompa gücünü ölçmektir. Bu değerlendirme için klinik pratikte en sık kullanılan ve kalbin global pompa gücünü kantitatif bir değer olarak veren parametre EF'dir. LVEF'sinin ölçümü için klinik pratikte ekokardiyografi, sol ventrikülografi, nükleer tıp yöntemleri, ÇKBT ve KMRG gibi birçok yöntem kullanılmaktadır.

Sol ventrikülografi, daha önceki yıllarda sık uygulanan ve altın standart olarak kabul edilen bir yöntem iken, hem kateterizasyonun olası komplikasyonları (ventrikül perforasyonu, aritmi, emboli, kontrast reaksiyonu gibi), hem maliyetinin yüksek oluşu nedeniyle daha az uygulanır hale gelmiştir. ÇKBT, yüksek rezolüsyonlu üç boyutlu detaylı görüntüleme sağlamasına karşın gerek radyasyon içermesi gerekse kontrast madde kullanım ihtiyacından dolayı bu amaçla kullanımı kısıtlı olan bir tetkiktir. Nükleer tıp yöntemleri de zaman zaman başvurulan yöntemler arasında olmakla birlikte radyasyon içermesi ve ritm bozukluklarında yeterli veri elde edilememesi önemli dezavantajlarıdır.

Manyetik rezonans görüntüleme daha iyi yumuşak doku kontrastına ve yüksek uzaysal rezolüsyona sahip olması, non-invazif oluşu, radyasyon riski içermemesi, tüm miyokard segmentlerini değerlendirebilmesi ve geometrik varsayımlardan bağımsız olması nedeniyle sol ventrikül volüm ve EF hesabında diğer tekniklere üstünlük göstermekte ve bu alanda 'altın standart' olarak kabul edilmektedir (4).

Rutin pratikte kolay uygulanabilir, ucuz ve ulaşılabilir bir yöntem olması, fazla zaman almaması nedeni ile EF ölçümünde en sık tercih edilen görüntüleme yöntemi ise ekokardiyografidir. Ekokardiyografide EF görsel olarak ve kantitatif yöntemler kullanılarak değerlendirilir. Görsel değerlendirmenin diğer kantitatif metodlara göre daha kolay olması ve laboratuarın işleyişine hız kazandırması bakımından önemli bir alternatif yöntem olduğu düşünülmektedir. Amerikan Ekokardiyografi Cemiyeti sol ventrikül EF'sinin iki düzlemli Simpson yöntemi gibi kantitatif bir metod kullanılarak ölçülmesini önermiştir. Ancak kantitatif ve görsel metodlarla elde edilen değerler arasında ciddi tutarsızlık olması kantitatif değerlendirmenin tekrar yapılmasını gerektirebilir (6). Eğer EF görsel olarak değerlendirilecekse bu

değerlendirmenin kantitatif yöntemlerle uyumunun gözden geçirilmesi gerekmektedir.

Bu çalışmada, görsel olarak tahmin edilen EF'nin diğer kantitatif yöntemlerle uyumunun değerlendirilmesi planlandı. Bu amaçla görsel EF, ekokardiyografik iki düzlemli Simpson yöntemi ve KMRG ile ölçülen EF arasındaki uyumun karşılaştırılması hedeflendi. Ancak hastaların bir kısmında görüntülerin ekojenitesi yetersiz iken önemli bir kısmında ise kaydedilen kesitler Simpson yöntemini uygulayabilmek için uygun kalitede değildi. Bu nedenle görsel değerlendirmeler sadece altın standart yöntem olan MR ile karşılaştırıldı.

Çalışmamızda ekokardiyografide görsel olarak değerlendirilen ejeksiyon fraksiyonu ile KMRG ile ölçülen değerler arasındaki uyumun karşılaştırılması için öncelikle sınıf içi korelasyon katsayısı (ICC) kullanıldı ve tespit edilen ICC değeri, iki yöntem arasındaki genel uyumun yüksek derecede olduğunu gösterdi (ICC: 0,93 [%95 güven aralığı 0,88-0,96]).

Literatürde buna benzer görsel değerlendirme ile kantitatif yöntemler arasındaki uyumun değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur. Önceleri altın standart yöntem olarak ele alınan ventrikülografi ile yapılan karşılaştırmalı bir çalışmada görsel değerlendirme ile elde edilen korelasyonun iki düzlemli Simpson ile elde edilene göre daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır (r=0,94). Bunun yanısıra her hastada Simpson yönteminin uygulanamadığı, görsel EF'nin ise hastaların %98'inde elde edilebilme avantajına sahip olduğu belirtilmiştir. Ayrıca yöntemler arasındaki uyumun görüntü kalitesi ve duvar hareket bozukluğundan olumsuz etkilendiği sonucuna ulaşılmıştır (44). Müller ve ark. yaptığı bir çalışmada da iki düzlemli ventrikülografi ile ekokardiyografide görsel olarak değerlendirilen EF değerlerinin korelasyonu 0,80 olarak hesaplanmıştır (45).

Ekokardiyografik görsel EF'nin güvenilirliğinin nükleer yöntemlerle karşılaştırıldığı çalışmalar da mevcuttur. Sadece parasternal kısa eksende papiller kas seviyesinden görsel olarak değerlendirilen EF'nin sol ventrikülografi ve MUGA ile karşılaştırıldığı bir çalışmada yüksek düzeyde korelasyon izlenmiştir (sol ventrikülografi için r: 0,935; MUGA için 0,927). Bu çalışmanın en büyük kısıtlılığı değerlendirmenin sadece parasternal kısa eksenden yapılması sebebiyle geniş alanda duvar hareket anormalliği olan hastaların yeteri kadar değerlendirilememesi olmuştur

(46). Radyonüklid anjiyografi ile görsel EF'nin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada da iki yöntem arasında yüksek korelasyon saptanmış (r: 0,88) ve bu korelasyonun Teichholz ya da alan-uzunluk gibi kantitatif yöntemlerle hesaplanan EF'ye göre daha iyi olduğu gösterilmiştir (8).

Akut miyokard enfarktüsü sonrası trombolitik tedavi alan hastalarda radyonüklid görüntüleme ve ekokardiyografinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, görsel EF-radyonüklid EF korelasyonunun ekokardiyografik Simpson-radyonüklid EF korelasyonuna göre daha yüksek olduğu saptanmıştır (görsel değerlendirme için r: 0,71; Simpson için r: 0,45) (7). Yine sadece akut miyokard enfarktüsü geçirmiş hastaların dahil edildiği bir diğer çalışmada ekokardiyografik parametreler ile radyonüklid anjiografi karşılaştırılmış ve sonuçta önceki çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde görsel değerlendirmenin korelasyon değeri Simpson'dan yüksek bulunmuştur (görsel değerlendirme için r: 0,71; Simpson için r: 0,59) (47). Bu iki çalışmada korelasyon katsayılarının diğer çalışmalara göre nispeten düşük olması çalışma grubunun karma populasyondan değil, sadece akut miyokard enfarktüsü geçiren hastalardan oluşması ile ilişkilendirilmiştir. Nükleer incelemelerle görsel EF'nin karşılaştırıldığı ve benzer sonuçların elde edildiği başka çalışmalar da mevcuttur (9, 48).

EF ölçümünde altın standart yöntem olan KMRG ile yapılan karşılaştırmalı bir çalışmada da iki yöntem arasındaki korelasyon katsayısının 0,92 olduğu belirlenmiştir (49). Bu bulgu görsel değerlendirme - KMRG uyumunun bakıldığı başka bir çalışma ile de desteklenmiştir (50). Her iki çalışmada da korelasyon değeri yüksek olsa da iki yöntem arasındaki uyumun çok iyi olmadığı, bu durumun görsel değerlendirme ile EF'nin KMRG'ye göre az tahmin edilmesinden kaynaklandığı ifade edilmiştir.

Görsel EF ile diğer kantitatif yöntemlerin karşılaştırıldığı yukarıda sözü edilen çalışmalar, genel olarak korelasyonun iyi olduğunu düşündürmektedir. Ancak bu çalışmaların çoğundaki en önemli metodolojik hata, yöntemler arası uyumu değerlendirmede Pearson veya Spearman gibi klasik korelasyon katsayılarının kullanılmasıdır. Bu katsayıların tek başına kullanımının çok yanıltıcı olabilmesi nedeniyle, uyumu değerlendirmek için uygun olmadığı kabul edilmektedir (42).

Çalışmamızda bu tür karşılaştırmalar için önerilen korelasyon katsayısı olan ICC'nin kullanılması sonuçlarımızın daha güvenilir olduğunu düşündürmektedir.

Sınıf içi korelasyon katsayısı iki tetkik arasındaki uyum hakkında genel olarak bilgi vermesinin yanısıra hangi değerlerde ne kadar hata yapıldığı ile ilgili yeterli bilgi vermeyebilir. Hangi EF değerlerinde ne kadar hata yapıldığı konusunda daha ayrıntılı bilgi edinmek için çalışmamızda Bland-Altman grafiklerini kullandık.

Bland-Altman grafiğinde görsel değerlendirme ile KMRG ölçümü arasındaki ortalama farkın -%0,6 olduğu ve uyum aralığının +%9,3 ile -%10,5 arasında değiştiği görüldü. EF farkının görüntü kalitesine göre değişiklik gösterdiği dikkat çekti. Görüntü kalitesi iyi olan olgularda MRG ile görsel değerlendirme arasındaki farkın daha dar aralıkta dağıldığı; görüntü kalitesi bozuldukça değerlendirmeler arasındaki farkın arttığı izlendi. Bu grafiklerde ayrıca EF değeri %60'ın altında olan olgularda eğer görüntü kalitesi de iyiyse iki yöntem arasındaki farkın daha dar bir aralıkta dağıldığı, %60'ın üzerindeki olgularda ise aralığın bir miktar genişlediği izlendi. Ancak, kapak cerrahisi endikasyonu, kemoterapi alan hastaların takibi gibi EF ölçümünün daha kesin olarak yapılması gereken özel durumlar dışında rutin tetkiklerin bir parçası olarak yapılan ekokardiyografik incelemelerde, %60'ın üzerindeki EF'lerde hata miktarının daha fazla olması pratik ve klinik açıdan göreceli olarak daha az önemsenebilir. Literatürde ancak birkaç çalışmada korelasyon katsayısının yanısıra Bland-Altman grafikleri de oluşturulmuştur. Sol ventrikül sistolik fonksiyonlarırn değerlendirilmesinde ekokardiyografik parametrelerin güvenilirliğinin diğer kantitatif parametreler ile karşılaştırıldığı bir derlemede, görsel EF'nin uyum aralığı hasta grubu karma populasyondan oluşan çalışmalarda ±%19, ±%24 iken; hasta grubu sadece miyokard enfarktüsü geçirmiş hastalardan oluşan çalışmalarda ±%16, ±%18 olarak bulunmuştur (51). Bu veriler ile karşılaştırıldığında çalışmamızda EF farkını yansıtan güven aralığının daha iyi olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda klinik uygulamada önemi olması nedeniyle EF değerleri hem ≤%35, %36-54 ve ≥%55 olarak 3 gruba, hem de normal EF / düşük EF ayrımı için <%55 ve ≥%55 olarak iki gruba kategorize edildi. EF değerleri kategorize edilerek oluşturulan alt gruplar için her iki yöntem arasındaki uyumun hem üç grupta hem de iki grupta iyi düzeyde olduğu belirlendi. EF için sınır değeri %55 olarak alındığında, sadece 1 hastada MR ile EF ≥%55 olmasına rağmen görsel EF <%55 olarak

yorumlanmıştır. Bu hastanın MR ile ölçülen EF değeri %56,7 iken görsel EF değeri birinci değerlendirmede %48, ikinci değerlendirmede ise %50 olarak tahmin edilmiştir. Sınır değer %60 olarak alındığında ise EF'si %60'ın üzerinde olan hastaların tamamına görsel olarak da >%60 kararı verilmiştir. Düşük EF'yi gösterme açısından da uyum yüksek olmakla birlikte, normal EF'yi gösterme kadar uyumlu bulunmamıştır. Bu bulgu da görsel EF normal olarak kabul ediliyorsa bu değerlendirmenin büyük ölçüde doğru olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmamızın aksine Shih ve ark. yapmış olduğu çalışmada korelasyon katsayısı yüksek olsa da uyumun esas olarak EF'si çok düşük ve normal olan hastalarda daha iyi olduğu, hafif-orta düzeyde sistolik fonksiyon bozukluğu olanlarda uyumun %50'nin altında olduğu belirtilmiştir (9). Çalışmamızda EF'si ≤%35 olan hastaların sayısı az olduğundan, sonuçların bu gruba genellenmesinde kısıtlılık olabileceği düşünüldü.

EF'nin görsel değerlendirilmesinde gözlemci içi ve gözlemciler arası uyum da sonuçların güvenilirliğini belirlemede önemli bir faktör olarak değerlendirilmektedir. Çalışmamızda gözlemci içi uyum ICC değerine göre mükemmel düzeyde tespit edilmiş olup, Bland-Altman grafiklerinde görüntü kalitesi orta derecede olanlarda dağılım biraz daha geniş olmakla birlikte hataların %95'inin -%6,3 ile +%7,8 arasında değiştiği görüldü. EF değerleri kategorize edilerek oluşturulan alt gruplar için gözlemci içi uyumun mükemmel olduğu tespit edildi.

Gözlemciler arası uyumun da ICC değerine göre yüksek düzeyde olduğu, Bland-Altman grafiklerinde, iki gözlemci arasındaki farkın ortalama -%2,8 olduğu, hataların %95'inin -%12,9 ile +%7,3 arasında değiştiği görüldü. Kategorik incelemede alt gruplar için değerlendirmenin mükemmel derecede uyumlu olduğu sonucuna varıldı.

Peart ve ark.'nın yaptığı, sol ventrikülün beş ayrı segmente bölünerek bölgesel duvar hareketlerinin subjektif olarak değerlendirildiği çalışmada, hem gözlemci içi hem de gözlemciler arası fazla miktarda değişkenlik izlenmiştir (52). Badano ve ark. yapmış olduğu akut miyokard enfarktüsü geçiren hastalarda duvar hareket skor indeksinin tekrar edilebilirliği ve EF ile korelasyonu incelenmiştir. Sonuçta 16 segmentli modelde gözlemciler arası uyumun 11 segmentli modele göre daha iyi olduğu görülmüş ve gözlemci içi değerlendirmede segmentlerin %7'si farklı

değerlendirilmiştir (53). Blondheim ve ark. yaptığı bir başka çalışmada görsel olarak EF ile birlikte bölgesel duvar hareketleri değerlendirilmiş ve sonuçta hipokinetik segment ayrımındaki gözlemciler arası uyum düşük olmasına (ICC: 0,26) rağmen EF'nin görsel olarak değerlendirilmesi açısından gözlemci içi (ICC:0,72) ve gözlemciler arası uyumun (ICC:0,78) iyi düzeyde olduğu tespit edilmiştir (54).

Hoffmann ve ark. yapmış olduğu iki farklı çalışmada bölgesel duvar hareketlerinin değerlendirilmesi ile ilgili gözlemci içi ve gözlemciler arası orta düzeyde uyum tespit edilmiştir (55, 56). Genel olarak bakıldığında bölgesel duvar hareketlerinin değerlendirilmesi fazla miktarda değişkenlik gösterirken, global olarak ejeksiyon fraksiyonun değerlendirilmesi ile ilgili iyi düzeyde korelasyonun olduğundan bahsedilebilir.

Çalışmamızda bölgesel duvar hareketleri değerlendirilmemekle birlikte genel olarak gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumun literatür verilerine göre nispeten daha iyi olmasının değerlendirmenin deneyimli kişilerce yapılması ile ilişkili olabileceği düşünüldü. Bu veri literatüre göre EF'nin görsel olarak değerlendirilmesi noktasında güvenilirliğin deneyimle birlikte arttığını desteklemektedir (46, 57)

Yaptığımız çalışmada genelde iki yöntem arasındaki uyum iyi olmakla birlikte, EF'nin kesin bir değer olarak belirtilmesi gereken klinik durumlarda kantitatif metodların kullanılmasının daha uygun olacağı düşünülmüştür. EF'si ≤%35 olan hasta sayısı az olduğu için sonuçların bu gruba genellenmesinde kısıtlılık olabileceği düşünülmüştür. Çalışma sonuçlarının görüntülerin ekojenitesi yanısıra kaydı alınan kesitlerin kalitesi tarafından da olumsuz yönde etkilenmiş olabileceği düşünüldü. Sonuç olarak görsel değerlendirmenin tedaviyi belirleyecek kritik kararlar dışında ve kantitatif değerlendirme için sınırlı zaman söz konusu olduğunda, özellikle de normal EF olduğu düşünülen hastalarda alternatif olarak kullanılabileceği kanaatine varılmıştır.

6. SONUÇ

Ekokardiyografide EF ‘yi görsel olarak değerlendirmenin diğer kantitatif metodlara göre daha kolay olması ve laboratuarın işleyişine hız kazandırması bakımından önemli bir alternatif yöntem olduğu düşünülmektedir. Ancak görsel olarak LVEF’yi değerlendiren her laboratuarın, bu değerlendirmelerinin kantitatif yöntemlerle uyumunu göstermeleri gerekmektedir. Bu çalışmada da ekokardiyografide görsel olarak değerlendirilen ejeksiyon fraksiyonunun bir kantitatif ölçüm yöntemi olan KMRG ile uyumluluğu değerlendirildi. Genelde iki yöntem arasındaki uyum iyi olmakla birlikte, EF’nin kesin bir değer olarak belirtilmesi gereken klinik durumlarda kantitatif metodların kullanılmasının daha uygun olacağı sonucuna varıldı. Görsel değerlendirmenin tedaviyi belirleyecek kritik kararlar dışında ve kantitatif değerlendirme için sınırlı zaman söz konusu olduğunda, özellikle de normal EF olduğu düşünülen hastalarda alternatif olarak kullanılabileceği kanaatine varılmıştır.

7. ÖZET

Ekokardiyografide Görsel Olarak Değerlendirilen Ejeksiyon Fraksiyonunun Diğer Kantitatif Yöntemlerle Karşılaştırılması

Amaç: Ekokardiyografide EF 'yi görsel olarak değerlendirmenin diğer kantitatif metodlara göre daha kolay olması ve laboratuarın işleyişine hız kazandırması bakımından önemli bir alternatif yöntem olduğu düşünülmektedir. Ancak görsel olarak LVEF'yi değerlendiren her laboratuarın, bu değerlendirmelerinin kantitatif yöntemlerle uyumunu göstermeleri gerekmektedir. Bu çalışmada da ekokardiyografide görsel olarak değerlendirilen ejeksiyon fraksiyonunun kantitatif yöntemler arasında altın standart olarak kabul edilen KMRG ile uyumunun değerlendirilmesi amaçlandı.

Gereç ve yöntemler: Çeşitli klinik ön tanılar nedeniyle kardiyak MRG tetkiki yapılan toplam 54 hasta çalışmamıza dahil edildi. Hastaların aynı gün içerisinde ekokardiyografi görüntüleri kaydedildi. Değerlendirmeler iki farklı gözlemci tarafından birbirinden bağımsız olarak yapıldı. Her iki yöntem arasındaki uyumun yanısıra gözlemci içi ve gözlemciler arası uyum da değerlendirildi.

Bulgular: Ekokardiyografik olarak görsel EF tahmini ile MRG ölçümleri arasında yüksek derecede korelasyon mevcuttu (ICC: 0,93 [%95 güven aralığı 0,88-0,96]). Bland-Altman grafiğine görsel EF'nin MRG'ye kıyasla EF'yi ortalama %0,6 daha düşük gösterdiği, bu değerin %95 dağılım aralığının +%9,3 ile -%10,5 arasında değiştiği görüldü. Grafikte görüntü kalitesi bozuldukça değerlendirmeler arasındaki farkın arttığı izlendi. Kappa istatistiğine göre EF değerleri kategorize edilerek oluşturulan alt gruplar için her iki yöntem arasındaki uyumun iyi düzeyde olduğu belirlendi ve iki yöntem arasındaki uyumun EF'si normal olan olgularda daha fazla olduğu görüldü. ICC değerlerine göre EF'nin görsel olarak değerlendirilmesinde gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumun iyi olduğu görüldü (ICC değerleri sırasıyla 0,96 ve 0,91).

Sonuç: İki yöntem arasındaki uyum genel olarak iyi olmakla birlikte, EF'nin kesin bir değer olarak belirtilmesi gereken klinik durumlarda kantitatif metodların kullanılmasının daha uygun olacağı düşünüldü. Görsel değerlendirme tedaviyi belirleyecek kritik kararlar dışında özellikle de normal EF olduğu düşünülen hastalarda alternatif olarak kullanılabilir. EF'nin görsel olarak değerlendirilmesinde gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumun çok iyi olduğu görülmüştür.

Anahtar kelimeler: ejeksiyon fraksiyonu, görsel değerlendirme, kardiyovasküler manyetik rezonans görüntüleme

8. SUMMARY

Comparison of Visual and Quantitative Assessment of Left Ventricular ejection fraction

Objective: Visual assessment of cardiac images is a quick method in determining left ventricular ejection fraction (LVEF) and is widely used with all imaging modalities in cardiology. Hence it is accepted as an alternative method for assessment of EF in echocardiography, but the reliability of visual (eyeball) assessment of LVEF, compared to formal quantitative analysis has to be determined. The aim of this study was to determine the accuracy of visual analysis of left ventricular (LV) function in comparison with the quantitative gold standard method, Cardiac Magnetic Resonance (CMRI).

Methods: Fifty four subjects investigated using a 1.5-T cardiovascular magnetic resonance imager (Optima MR 450 W, GE) were enrolled in our sudy. Echocardiographic images of patients are recorded in our laboratory after the MRI procedure on the same day. Analyses were performed randomly and a blinded fashion by 2 independent observers. Intra/interobserver variability associated with the visual estimation of EF was assessed. The visual and quantitative assessment for left ventricular EF were compared.

Results: There was a high correlation between the visually estimated EF and the quantitatively calculated EF by CMRI (ICC: 0.93, [95% CI: 0.88-0,96]). According to Bland-Altman plots visual estimation underestimated EF by 0.6% on average (%95 CI: ±9.9). The Bland–Altman analysis revealed that the differences between eyeball assessment of left ventricular ejection fraction and MRI derived values increased as the quality of echocardiographic images deteriorated. A good agreement was observed between the two methods when Kappa statistics performed according to categorical analysis of ejection fraction. The agreement of LVEF between 2D echocardiography and CMRI are higher in normal LV. Interobserver and intraobserver reliability was good for the visual assessment of ejection fraction. (ICC value: 0,91 and 0,96 respectively).

Conclusion: Given the important clinical consequences associated with an accurate assessment of LVEF, quantitative assessment of LVEF should remain the clinical standard for clinicians. The visual approach for EF assessment may be used for rapid assessment of left ventricular function in clinical practice where accuracy is of less concern, particulary in patients with normal left ventricular systolic function. Interobserver and intraobserver reliability was good for the visual assessment of ejection fraction.

Key words: cardiovascular magnetic resonance imaging, ejection fraction, visual assesment

KAYNAKLAR

1) Bonow RO, Carabello BA, Chatterjee K, de Leon AC Jr., Faxon DP, Freed MD, et al. 2008 focused update incorporated into the ACC/AHA 2006 guidelines for the management of patients with valvular heart disease: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Writing Committee to Revise the 1998 Guidelines for the Lanagement of Patients with Valvular Heart Disease). Endorsed by the Society of Cardiovascular Anesthesiologists, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and Society of Thoracic Surgeons. J Am Coll Cardiol 2008;52:1-142.

2) Hunt SA, AbrahamWT, Chin MH, Feldman AM, Francis GS, Ganiats TG, et al. 2009 focused update incorporated into the ACC/AHA 2005 guidelines for the diagnosis and management of heart failure in adults: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines developed in collaboration with the International Society for Heart and Lung Transplantation. J Am Coll Cardiol 2009;53:1-90.

3) Cleland JG, Daubert JC, Erdmann E, et al, Cardiac Resynchronization-Heart Failure (CARE-HF) Study Investigators. The effect of cardiac resynchronization on morbidity and mortality in heart failure. New England Journal of Medicine 2005;352:1539-1549.

4) Marie PY, Carteaux JP, Angioi M, Escanye JM, Detection and prediction of acute heart transplant rejection with the myocardial T2 determination provided by a black-blood magnetic resonance imaging sequence. J Am Coll Cardiol 2001;37(3):825-31.

5) Caiani EG, Corsi C, Zamorano J, et al. Improved semiautomated quantification of left ventricular volumes and ejection fraction using 3-dimensional echocardiography with a full matrix-array transducer: Comparison with magnetic resonance imaging. Journal of the American Society of Echocardiography 2005;18:779-788.

6) Paaladinesh Thavendiranathan, Zoran B. Popovic, Scott D. Flamm, Arun Dahiya, Richard A. Grimm Improved Interobserver Variability and Accuracy of Echocardiographic Visual Left Ventricular Ejection Fraction Assessment

through a Self-Directed Learning Program Using Cardiac Magnetic Resonance Images. J Am Soc Echocardiogr 2013;26:1267-73.

7) Jensen-Urstad K, Bouvier F, Hojer J, Ruiz H, Hulting J, Samad B, et al. Comparison of different echocardiographic methods with radionuclide imaging for measuring left ventricular ejection fraction during acute myocardial infarction treated by thrombolytic therapy. Am J Cardiol 1998;81:538-44.

8) Amico A, LichtenbergG, Reisner S, et al: Superiority of visual versus computerized echocardiographic estimation of radionuclide left ventricular ejection fraction. Am Heart J 1989;118:1259–1265.

9) Shih TC, Lichtenberg R, Jacobs W. Ejection fraction: subjective visual echocardiographic estimation versus radionuclide angiography. Echocardiography 2003;20:225-30.

10) Alihanoğlu Y, Gül E, Gök H, Kardiyovasküler sistemin anatomisi ve fizyolojisi, Temel Kardiyoloji Ed: Kozan Ö Güneş Tıp Kitabevleri, Ankara, 2011, Bölüm 1, ss: 3-29

11) Veinot JP, Harrity PJ, Gentile F, et al. Anatomy of the normal left atrial appendage: A quantitative study of age related changes in 500 autopsy hearts: Implications of echocardiographic examination. Circulation 1997;96:3112-3115

12) Grossman's Cardiac Catheterization, Angiography, and Intervention seventh 7th Ed. Donald S. Baim, Chapter 4, 185-281

13) Kılıçkap M, Ömürlü K. Kalp yetmezliğinin patofizyolojisi, Kardiyoloji, Ed: Candan i, Oral D, Antıp A.Ş. yayınları, Ankara, 2002, Bölüm 7, ss: 495-534

14) Wong M, Staszewsky L, Latini R, et al. Severity of left ventricular remodeling defines outcomes and response to therapy in heart failure: Valsartan heart failure trial (Val-HeFT) echocardiographic data. J Am Coll Cardiol. 2004;43(11):2022.

15) Solomon SD, Anavekar N, Skali H, McMurray JJ, et al. Candesartan in Heart Failure Reduction in Mortality (CHARM) Investigators Influence of ejection fraction on cardiovascular outcomes in a broad spectrum of heart failure patients. Circulation. 2005;112(24):3738.

16) Emond M, Mock MB, Davis KB, Fisher LD, et al. Long-term survival of medically treated patients in the Coronary Artery Surgery Study (CASS) Registry. Circulation. 1994;90(6):2645.

17) Bellenger NG, Marcus N, Davies LC et al. Left ventricular function and mass aftermorthotopic heart transplantation: a Comparison of Cardiovascular Magnetic Resonance with Echocardiography. J Heart Lung Transplant 2000; 19: 444–452.

18) Bourdillon PD, Bettmann MA, McCracken S, et al. Effects of a new nonionic and a conventional ionic contrast agent on coronary sinus ionized calcium and left ventricular hemodynamics in dogs J Am Coll Cardiol. 1985;6(4):845-53.

19) Schiller NB. Ejection fraction by echocardiography: The full mont yor just a peep show? American Heart Journal, 2003;146:380-382.

20) Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, et al. Recommendations for chamber quantification: a report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology. J AmSoc Echocardiogr 2005;18:1440-63.

21) Gudmundsson P, Rydberg E, Winter R, Willenheimer R. Visually estimated left ventricular ejection fraction by echocardiography is closely correlated with formal quantitative methods International Journal of Cardiology 101 (2005) 209–212.

22) Jae K., OH, James B., Seward A., and Tajik J., 'The Echo Manual ', Üçüncü Baskı Türkçe, Çeviri Editörü Ömer Kozan, Güven Kitabevi, 1-145.

23) Amico AF, Lichtenberg GS, Reisner SA, Stone CK, Schwartz RG, Meltzer RS. et al. Superiority of visual versus computerized echocardiographic estimation of radionuclide left ventricular ejection fraction. Am Heart J 1989; 118:1259–65.

24) Akintunde AA The clinical value of the tei index among Nigerians with hypertensive heart failure: correlation with other conventional indices Cardiovasc J Afr 2012; 23:40–43.

25) Gulati VK, Katz WE, Follansbee WP, Gorcsan J, 3rd. Mitral annular descent velocity by tissue Doppler echocardiography as an index of global left ventricular function. Am J Cardiol 1996;77:979-84.

26) Vinereanu D, Khokhar A, Tweddel AC, Cinteza M, Fraser AG, Estimation of global left ventricular function from the velocity of longitudinal shortening. Echocardiography 2002;19:177-85.

27) Alam M, Wardell J, Andersson E, Samad BA, Nordlander R. Effects of first myocardial infarction on left ventricular systolic and diastolic function with the use of miral annular velocity determined by pulse wave Doppler tissue imaging. J Am Soc Echocardiogr 2000;13:343-52.

28) Sutherland GR, Di Salvo G, Claus P, D'Hooge J, Bijnens B. Strain and strain rate imaging: a new clinical approach to quantfying regional myocardial function. J Am Soc Echocardiogr 2004;17:788-802.

29) Palmes PP, Masuyama T, Yamamoto K, et al. Myocardial longitudinal motion bt tissue velocity imaging in the evaluation of patients with myocardial infraction. J Am Soc Echocardiogr 2000;13:818-26

30) Öncel D, Öncel G, Bilgisayarlı tomografi, Temel Kardiyoloji Ed: Kozan Ö Güneş Tıp Kitabevleri, Ankara, 2011, Bölüm 4, ss: 141-175

31) Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart- a statement for healthcare professions from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. Circulation 2002;105:539-542

32) Hesse B, Lindhardt T.B, Acampa W, et al. EANM/ESC guidelines for radionuclide imaging of cardiac function. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2008; 35(4): 851-885.

33) Bavelaar-Croon C.D, Atsma D.E, van der Wall E.E. et al. The additive value of gated SPECT myocardial perfusion imaging in patients with known and suspected coronary artery disease. Nucl Med Commun 2001; 22(1): 45-55.

34) Ioannidis JP, Trikalinos TA, Danias PG. Electrocardiogram-gated single-photon emission computed tomography versus cardiac magnetic resonance

imaging for the assessment of left ventricular volumes and ejection fraction: a meta-analysis. J Am Coll Cardiol. 2002;39(12):2059.

35) Kinney JB, Rovira MJ, Sahn DJ, Lupinetti FM, Gilman MD, Wexler L. MRI of congenital heart disease: a paradigm of collaboration. New suggestions for a team approach from Madigan Army Medical Center. J Cardiovasc Magn Reson 2002; 4: 369- 372.

36) Gutierrez FR, Siegel MJ, Fallah JH, Poustchi-Amin M. Magnetic resonance imaging of cyanotic and noncyanotic congenital heart disease. Magn Reson Imaging Clin N Am 2002;10: 209-235.

37) Tuncel E. Klinik Radyoloji. Güneş&Nobel Kitabevi, 2008:106-133

38) Bogaert J, Dymarkowski S, Taylor AM, Muthurangu V. Clinical Cardiac MRI. Springer, 2012

39) Bellenger NG, Burgess M, Ray SG, Lahiri A, Coats AJ, et al. 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 21:1387-1396.

40) Castillo E, Osman NF, Rosen BD, El-Shehaby I, Pan L, et al. Quantitative assesment of regional myocardial function with MR-tagging in a multi-center study: interobserver and intraobserver aggrement of fast strain analysis with Harmonic phase (HARP) MRI. Cardiovasc Magn Reson. 2005;7(5):783-91

41) Johri AM, PicardMH, Newell J,Marshall JE, KingME, Hung J. Can a teaching intervention reduce interobserver variability in LVEF assessment: a quality control exercise in the echocardiography lab. JACC Cardiovasc Imaging 2011;4:821-9.

42) Alpar, R. Spor, Sağlık Bilimlerinden Örneklerle Uygulamalı İstatistik ve Geçerlik-Güvenirlik. Detay Yayıncılık, 2014; Ankara.

43) Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. biometrics 1977; 33: 159–74.

44) Stamm R, Carabello B, Mayers D, et al: Two dimensional echocardiographic measurement of left ventricular ejection fraction: prospective analysis of what constitutes an adequate determination. Am Heart J 1982;104:136–144.

45) Mueller X, Stauffer J, Jaussi A, et al: Subjective visual echocardiographic estimate of left ventricular ejection fraction as an alternative to conventional echocardiographic methods: Comparison with contrast angiography. Clin Cardiol 1991;14:898–907.

46) Rich S, Sheikh A, Gallastegui J, et al. Determination of left ventricular ejection fraction by visual estimation during real-time two-dimensional echocardiography. Am Heart J 1982;104:603–606.

47) van't Hof AWJ, Schipper CW, Gerritsen JG. Comparison of radionuclide angiography with three other echocardiographic parameters of left ventricular function in patients after myocardial infarction. Int J Card Imag 1998;14:413–8.

48) Naik M, Diamond G, Pai T, et al. Correspondence of left ventricular ejection fraction determinations from two-dimensional echocardiography, radionuclide angiography and contrast cineangiography. J Am Coll Cardiol 1995;25:937–942.

49) Sievers B, Kirchberg S, Franken, Puthenveettil B, et al. Visual estimation versus quantitative assessment of left ventricular ejection fraction: A comparison by cardiovascular magnetic resonance imaging Am Heart J 2005;150:737-42.

50) Holloway C, Edwards L, Rider O, Fast A, Clarke K, Francis J, Myerson S, Neubauer S A comparison of visual and quantitative assessment of left ventricular ejection fraction by cardiac magnetic resonance Int J Cardiovasc Imaging (2011) 27:563–569.

51) James H. McGowan, John G. F. Cleland Reliability of reporting left ventricular systolic function by echocardiography: A systematic review of 3 methods Am Heart J 2003;146:388–97.

52) Peart I, Austin A, Hall RJ. Subjective analysis of cross-sectional echocardiograms: reproducibility and sources of variability. Eur Heart J 1987;8:171-8.

53) Badano L, Stoian J, Cervesato E, Bosimini E, Gentile F, Giannuzzi P, et al. Reproducibility of wall motion score and its correlation with left ventricular

ejection fraction in patients with acutemyocardial infarction. AmJ Cardiol 1996;78:855-8.

54) Blondheim D, Beeri R, Feinberg M, Vaturi M, Shimoni S et al. Reliability of visual assessment of global and segmental left ventricular function: a multicenter study by the Israeli echocardiography research group J Am Soc Echocardiogr 2010;23:258-64.

55) Hoffmann R, von Bardeleben S, Kasprzak JD, Borges AC, ten Cate F, Firschke C, et al. Analysis of regional left ventricular function by cineventriculography, cardiac magnetic resonance imaging, and unenhanced and contrast-enhanced echocardiography: a multicenter comparison of methods. J Am Coll Cardiol 2006;47:121-8.

56) Shahgaldi K, Gudmundsson P, Manouras A, Brodin L, Winter R. Visually estimated ejection fraction by two dimensional and triplane echocardiography is closely correlated with quantitative ejection fraction by real-time three dimensional echocardiography Cardiovascular Ultrasound 2009, 7:41.

57) Akinboboye O et al (1995) Visual estimation of ejection fraction by two-dimensional echocardiography: the learning curve. Clin Cardiol 18(12):726–729