

DURUM BİLDİRİSİ

Açık Erişim

Kardiyovasküler manyetik rezonans ile standart görüntü değerlendirme ve analizi – 2020 güncellemesi



Kardiyovasküler Manyetik Rezonans Derneği (SCMR): Standartlaştırılmış Analiz ile Görevli Mütevelli Heyeti

Jeanette Schulz-Menger^{1*}, David A. Bluemke², Jens Bremerich³, Scott D. Flamm⁴, Mark A. Fogel⁵, Matthias G. Friedrich⁶, Raymond J. Kim⁷, Florian von Knobelsdorff-Brenkenhoff⁸, Christopher M. Kramer⁹, Dudley J. Pennell¹⁰, Sven Plein¹¹ and Eike Nagel¹²

Özet

Doğruluğu ve prognostik değeri üzerine birleşen veriler ve klinik rutinde artan kullanımı ile kardiyovasküler manyetik rezonans (KMR) giderek daha önemli bir tanı aracı haline gelmektedir. Çok yönlülüğü ve çok çeşitli nicel parametreleri göz önüne alındığında, KMR çalışmalarının yorumlanması ve işlenmesi için belirli standartlar üzerinde anlaşma sağlanması, KMR raporlarının tutarlı bir kalite ve tekrarlanabilirliğe sahip olması için gereklidir. Bu belge, Kardiyovasküler Manyetik Rezonans Derneği (SCMR) Analiz (Post-Processing) için Görevli Heyet tarafından geliştirilen konsensüs önerilerini sunarak bu ihtiyacı ele almaktadır. Heyetin amacı, KMR görüntülerinin nitel ve nicel olarak değerlendirilmesine olanak veren görüntü yorumu ve işlenmesi ile ilgili gereksinimleri ve standartları önermektir. Ayrıca, uygun yerlerde KMR görüntü analizinde dikkat edilmesi gereken noktalar tartışılmıştır. 2013'te yayınlanan orijinal önerilerin bir güncellemesidir.

Anahtar kelimeler: Manyetik rezonans görüntüleme, Kalp, Öneriler, Görüntü yorumu, Analiz

Önsöz

Kardiyovasküler manyetik rezonans (KMR), özellikle kardiyovasküler anatomi, hacimler ve fonksiyonların görüntülenmesi ve ölçümü ile miyokardiyal doku karakterizasyonunda kardiyovasküler tıpta altın standart bir non-invaziv görüntüleme aracına dönüşmüştür. KMR şüphelenilen kardiyovasküler hastalıkların tanısı için çalışmalarında benzersiz yeteneklere sahiptir. Günlük klinik uygulamada kullanımı genişlemeye devam etmektedir. Çok yönlülüğü ve çok çeşitli nicel parametreleri göz önüne alındığında, KMR çalışmalarının yorumlanması ve işlenmesi için belirli standartlar üzerinde anlaşma sağlanması, KMR raporlarının tutarlı bir kalite ve tekrarlanabilirliğe sahip olması için gereklidir.

Bu belge, Kardiyovasküler Manyetik Rezonans Derneği (SCMR) Analiz (Post-Processing) Heyeti tarafından geliştirilen 2013 konsensüs önerilerini güncelleyerek bu ihtiyacı ele almaktadır [1]. Mevcut belgenin amacı, KMR görüntülerinin nitel ve nicel olarak değerlendirilmesine olanak veren görüntü yorumlanması ve analizi için gereklilikleri ve standartları önermektir. Ayrıca, uygun yerlerde KMR görüntü analizinde dikkat edilmesi gereken noktalar tartışılmıştır. Heyet, bazı öneriler için kanıtların sınırlı olduğunu farkındadır. Bu nedenle, bu belge, SCMR tarafından onaylanan, mevcut en iyi kanıtlara dayanarak rehberlik sağlayan bir uzman uzlaşısını temsil eder. KMR gelişmeye devam ettikçe, görüntü elde etme, yorumlama ve analiz için güncellenmiş öneriler gerektiğinde internet üzerinden ekler ve güncellenmiş heyet raporları olarak sağlanacaktır.

* Correspondence: jeanette.schulz-menger@charite.de

¹Department of Cardiology and Nephrology, Working Group on Cardiovascular Magnetic Resonance, Experimental and Clinical Research Center, a joint cooperation between the Charité Medical Faculty and the Max-Delbrück Center for Molecular Medicine, and HELIOS Klinikum Berlin Buch, Schwanebecker Chaussee 50, 13125 Berlin, Germany
Full list of author information is available at the end of the article

Öneriler, klinik rutinde erişkin hastalardaki KMR uygulamalarını dikkate almıştır. Bazı uygulamalar için, kantifikasyon ek bilgi sağlar, ancak zorunlu değildir (örneğin perfüzyon), bazıları için ise tüm klinik raporlar için kantifikasyon gereklidir (örneğin demir birikiminde T2* değerlendirilmesi). Genel olarak, heyetin amacı nicel analizin gerçekleştirilmesi gereken senaryoları ve nasıl gerçekleştirileceğini açıklamaktır. Kantifikasyonun kendisi dinamik bir hedeftir, çünkü kantifikasyon ile ilgili yapay zekâ yaklaşımları KMR analiz programlarında yer edinmeye başlamış olup gelecekte bu alandaki teknikleri etkileyecektir. Mevcut öneriler, özellikle KMR çalışmaları (SCMR) olmak üzere kardiyovasküler görüntüleme çalışmalarının yapılandırılmış raporlaması için toplumsal örgütlere saygı duyar (ACCF / ACR / AHA / ASE / ASNC / HRS / NASCI / RSNA / SAIP / SCAI / SCCT / SCMR) [2-3]. Öneriler, görüntüleme çalışmalarının bireysel yorumunun içeriğine ilişkin klinik değerlendirmenin yerini almaz. Heyet, çıkar çatışmalarından kaçınmak ve olası çatışmaları ortaya koymak için her türlü çabayı göstermektedir.

Genel öneriler

Bu bölümde listelenen öneriler, tüm KMR verilerinin toplanması ve işlenmesine uygulanabilir. KMR çalışmaları önerilen endikasyonlar için yapılmalıdır. Verilerin elde edilmesi ve raporlanması SCMR önerileri ile uyumlu olmalıdır [3, 4]. Tutarlı veri toplama ve ölçüm yöntemleri zaman içinde ortaya çıkan değişikliklerin değerlendirilebilmesi için gereklidir. Ölçüm tabloları içeren standart yapıda raporlar, takip incelemelerinin raporlanmasında yararlıdır. Tüm analizler sıkıştırılmamış veya kayıpsız sıkıştırılmış *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)* kaynak görüntüleri kullanılarak yapılmalıdır. Sekans tipi, uzamsal çözünürlük, kontrast ajan ve kinetik gibi faktörler görsel ve nicel analizi etkileyebilir ve hesaba katılmalıdır. Nicel değerler sadece yeterli görüntü kalitesi var ise verilmelidir. Yetersiz görüntüler için objektif bir kriter olmadığından, bu değerlendirmenin rapor eden hekimin deneyimine dayanması gerekmektedir. Raporlayanlar, normal varyantların aşırı yorumlanmasını önlemek için normal verileri de kapsayan yeterli eğitim ve klinik deneyime sahip olmalıdır. Raporlayanların kimliği ve sorumluluğu raporda belgelendirilmelidir. Ayrıca, klinik verileri raporlayan, analiz için yeterli donanım ve yazılım kullanımından sorumludur. Genel gereksinimler şunlardır:

1. İş istasyonu ve yeterli özellik ve çözünürlükte ekran (analiz yazılımının özelliklerine göre)

2. Hastalarda kullanımı için düzenli onayı olan veri analiz programı, ideal olarak aşağıda belirtilen araçları sağlayan:

- a) Tam **DICOM** gönderme/alma işlevi, yerel *local Picture Archiving and Communication System (PACS)* ile ağ bağlantısı veya hasta güvenlik özelliklerine sahip sonucu
- b) Tüm kısa eksenli sineleri tek bir ekranda görüntüleme, tek bir görüntü veya görüntü serileri için yakınlaştırma, kaydırma ve kontrastı değiştirme
- c) Sine görüntüler üzerinde endokardiyal ve epikardiyal kontur çizimi
- d) Atriyovenriküler anüler konumun uzun eksen kesitlerde en bazal sol ventrikül (LV) üzerinden kısa eksenli kesitte düzeltilmesi
- e) Kesit konumu ve anatomi onayı için yapıların çapraz referansına başvurulması
- f) Aynı lokasyonun sine, geç gadolinyum tutulumu (**LGE**) ve/veya perfüzyon görüntülerinde eş zamanlı olarak görüntülenmesi
- g) Aynı bölgenin kısa ve uzun eksen de görüntülerinin aynı anda görüntülenmesi
- h) Mevcut ve önceki çalışmada yaklaşık aynı lokasyonun eş zamanlı olarak görüntülenmesi
- i) Kantitatif sinyal yoğunluğu (**SI**) ve türetilmiş analizlerin gerçekleştirilmesi
- j) Amerikan Kalp Birliği (AHA) segment modeline göre miyokardın standart segmentasyonunu [5]
- k) Akım hızlarını ve hacimlerini ölçme
- l) Manuel olarak doğru kalp hızı, kan basıncı, boy, kilo, vücut yüzey alanı girilmesi veya düzeltilmesi
- m) LV hacminin trabeküler doku ve papiller kasları dahil ederek ya da hariç tutarak en az kullanıcı etkileşimi ile data dizini veya üç boyutlu (3B) veri setlerinde hesaplanması [6]
- n) Rapor için önemli bulguların ekran görüntülerini belgeleme
- o) Anjiyografinin değerlendirilmesi için yazılım ideal olarak aşağıdaki araçları sağlar:
 - i) 3B multiplanar ve maksimum yoğunluklu projeksiyon (MIP) yetenekleri
 - ii) Analiz için zorunlu olmayan hacim işleme ve yüzey gölgeli rekonstrüksiyonlar
 - iii) 3B-MR anjiyografi (MRA) görüntülerinde mesafelerin ve alanların ölçülmesi
 - iv) 3D-MRA veri setlerine dayalı MIP rekonstrüksiyonu
 - v) Multiplanar yeniden biçimlendirme (**MPR**)

Sol ventrikül değerlendirilmesi

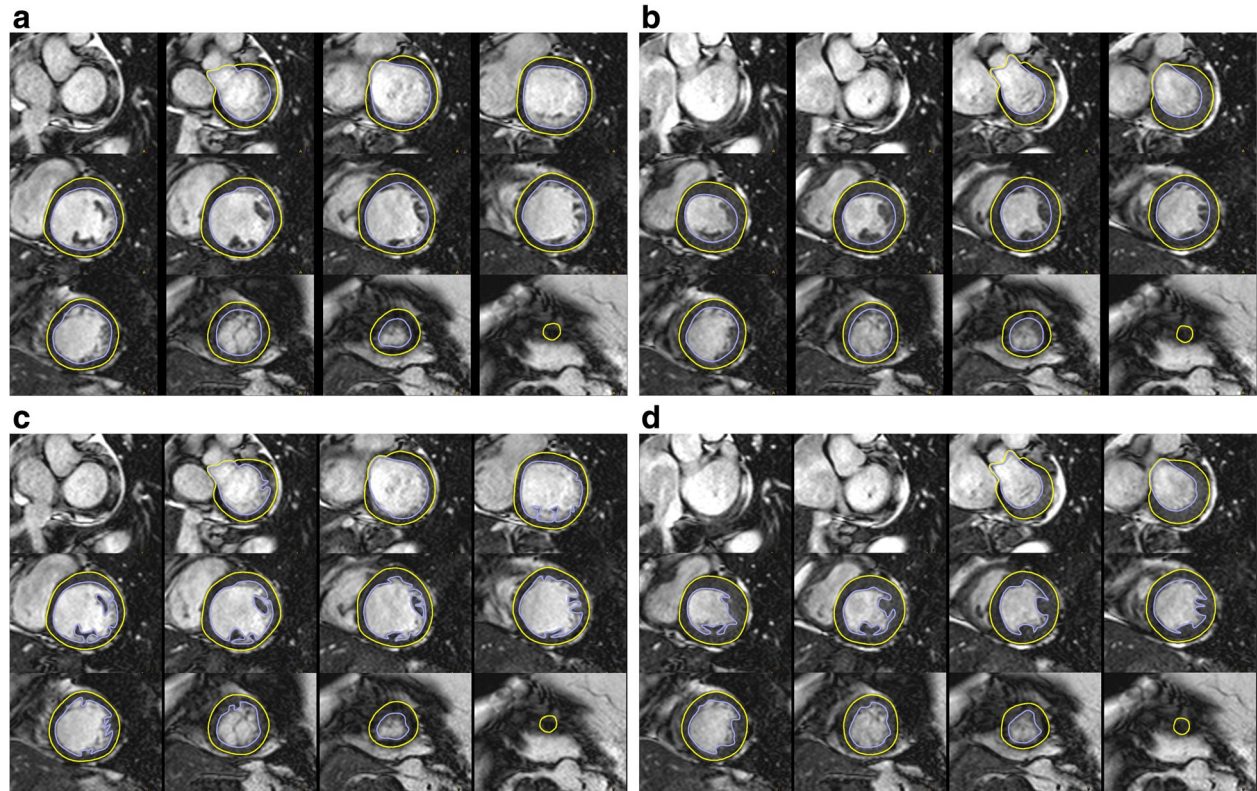
Görsel analiz

- Ayrıntıları analizetmeden önce, tüm sineleri sine modunda gözden geçirin, görüntüleri farklı düzlemler aracılığıyla doğrulayın ve özellikle düzensiz kalp hızları olan hastalarda artefaktları kontrol edin.
- Global LV fonksiyonunun dinamik değerlendirilmesi: Her iki ventrikülün iki oda arasındaki hemodinamik etkileşiminin değerlendirilmesi de dahil olmak üzere ekstrakardiyak yapılarla birlikte yorumlanması (örneğin şantlar, konstriktif fizyoloji).
- LV fonksiyonunun global ve segmental perspektiften değerlendirilmesi. Segmental duvar hareketi değerlendirilmesi, sistol sırasındaki duvar kalınlaşmasına dayanır. Duvar hareketleri; hiperkinetik, normokinetik, hipokinetik, akinetik, diskinetik olarak sınıflandırılır.
- Segmental duvar hareket bozukluğu varsa, koroner arter besleme bölgelerine karşılık gelen standart LV segmentasyon terminolojisinin kullanılması önerilir [3, 5, 7].

Kantitatif analiz

a) Genel öneriler

- Şiddetli aritmileri olan hastalarda, sistol sonu hacimler olduğundan fazla ve ejeksiyon fraksiyonu olduğundan az değerlendirilme eğilimindedir. Ciddi artefaktlar söz konusu olduğunda bu raporda belirtilmelidir.
- Hesaplanan parametreler: LV diyastol sonu hacim, LV sistol sonu hacim, LV atım hacmi, LV ejeksiyon fraksiyonu, kardiyak debi, LV kitlesi ve ejeksiyon fraksiyonu hariç tüm değerlerin vücut yüzey alanına indekslenmiş değerleri. Ölçülen parametreler klinik duruma bağlı olarak değişebilir.
- Kısa eksenli görüntülerin bilgisayar destekli analiz programları ile değerlendirilmesi.
- Diyastol sonu ve sistol sonu endokardiyal ve epikardiyal sınır hatlarının çizilmesi (Şekil 1).
- Epikardiyal sınırlar (varsa) **chemical shift** artefaktı çizgisinin ortasından çizilmelidir.
- LV diyastol sonu görüntü en büyük LV kan hacmine sahip görüntü olarak seçilmelidir.



Şekil 1: Sol ventrikül (LV) hacim hesaplanması. Endokardiyal (mavi) ve epikardiyal (sarı) sınırlar tüm kısa aks kesitlerinde diyastolde (sol) ve sistolde (sağ) çizilir. a ve b'de papiller kasları LV kavitesine dahil eden, c ve d'de papiller kasları LV kavitesi dışında bırakan yaklaşım görülmektedir.

- Tanımlama için, tam görüntü dizini değerlendirilmeli ve tüm kısa eksenler için bir faz diyastol sonu olarak kabul edilmelidir. Buna ek olarak, mitral kapağın kapanması veya aort kapağının açılmasından hemen önceki faz oryantasyon için kullanılabilir.
- vii) LV kan hacmine sahip görüntü olarak seçilmelidir. Tanımlama için, tam görüntü dizini değerlendirilmeli ve tüm kısa eksenler için bir faz sistol-sonu olarak kabul edilmelidir.
- viii) LV dissenkronizasyon varlığında sapmalar oluşabilir ve ekstra özen gösterilmelidir.
- ix) Otomatik kontur çizme algoritmaları raporlayan tarafından uygunluk için kontrol edilmelidir.
- b) LV hacimleri
- i) Papiller kaslar ve trabeküler doku miyokart dokusudur ve bu nedenle ideal olarak LV kitlesinin bir parçası olarak dahil edilmelidir. Papiller kasların sınırlarının belirlenmesi (örneğin trabekülasyon ayırımı) hala tartışmalıdır ve çoğu değerlendirme aracı manuel çizim olmadan dahil etmeye izin vermemektedir. Klinik uygulamada sıklıkla kan havuzu hacmine dahil edilirler ve bu kabul edilebilir bir yaklaşımdır. Hem görüntü alma hem de analiz sonrası aynı yaklaşımı kullanan referans aralıkları kullanılmalıdır. (Şekil 1) [8–10].
- ii) Çıkış yolu: LV çıkış yolu LV kan hacminin bir parçası olarak kabul edilir. Bazal kesit(ler) üzerinde aort kapak küspisleri tespit edildiğinde kontur aort kapak küspisleri seviyesinde çıkış yolunu da içerecek şekilde çizilir.
- iii) Bazal iniş: Mitral kapağın apekse doğru sistolik hareketi sonucu nedeniyle (bazal iniş), en bazal bir veya iki kesitte standartlaştırılmış tutarlı bir yaklaşımla dikkatli olunmalıdır. Diyastol sonunda LV kan hacmi içeren bir kesit sistol-sonunda LV kan hacmi olmadan sadece sol atriyum (LA) içerebilir. LA duvar kalınlaşması takibi (kalınlaşma varsa o zaman LV boşluğudur) ve kavite (kavitede sistolde küçülme) ile tespit edilebilir. Alternatif olarak, bazal kesit miyokart ile en az %50 çevrili kan hacmi olarak tanımlanabilir. Ancak şu anda hangi yöntemin kullanılacağı konusunda bir fikir birliği bulunmamaktadır. Bazı yazılım paketleri, uzun eksenli konumlardan çapraz referans kullanarak sistolik atriyoventriküler halka inişini otomatik olarak ayarlar.
- c) LV kitle
- i) Hesaplama: Toplam epikardiyal hacim (epikardiyal kesit alanlarının kesit kalınlığı ve kesit boşluğu toplamı ile çarpımlarının toplamı) ile toplam endokardiyal hacim (endokardiyal kesit alanlarının kesit kalınlığı ve kesit boşluğu toplamı ile çarpımlarının toplamı) arasındaki fark daha sonra miyokart (1.05 g/ml) dansitesi ile çarpılır.
- ii) Papiller kaslar: Papiller kaslar ve trabeküler doku ideal olarak LV kitlesinin bir parçası olarak miyokarda dahil edilmelidir ve bu özellikle LV hipertrofisi olan hastalıklarda önemlidir [6]. Ancak, raporlayanlar miyokardiyal kitleden trabeküler doku ve papiller kasları dışlamaya karar verebilir. Aynı yaklaşımı kullanan referans aralıkları kullanılmalıdır (Şekil 1) [8–10].
- iii) Bazal iniş ve apeks: En bazal kesitte sadece hilal şeklinde bazal lateral miyokart varsa ve ventriküler kan havuzu izlenmiyorsa görünür miyokardın epikardiyal kontürü LV kitle içine dahil edilir. Benzer şekilde, en apikal kesitte kaviter kan havuzu olmadan sadece miyokardiyal bir daire içerdiğinde, endokardiyal kontur olmadan bir epikardiyal kontur çizilerek LV kitle hesaplamaları içine dahil edilmelidir.
- d) Hızlı kantitatif analiz
- i) Alan-uzunluk (**area-length(A-L)**) yöntemi olarak bilinen hızlı bir kantitatif analiz, biplanar (örneğin 2- ve 4-oda görüntüleri) veya rotasyonel çoklu uzun eksen görüntüleri kullanılarak gerçekleştirilebilir. Önemli bölgesel duvar hareket bozukluğu olmayan durumlarda, bu teknik daha hızlı değerlendirme sağlar ve bazal iniş ile ilgili sorunlar bir kısıtlılık getirmez. Ancak, 4 odalı görünüm nefes tutma pozisyonundan güçlü bir şekilde etkilenir. Doğruluk, tüm kısa eksen kapsayan ölçümler ile benzer değildir, ancak genellikle transtorasik ekokardiyografi ile alınan sonuçlara benzer sonuç verir. Tek bir uzun eksen veya çift uzun eksen yapıları alan-uzunluk (**A-L**) yöntemi kullanıldığında, analiz tekniği raporda belirtilmelidir.
- ii) Hesaplama [11–13]:
- Tek uzun eksenli denklem: $LV \text{ hacmi} = 0,85 \times (LV\text{-alan})^2 / LV \text{ uzunluğu}$. Bu tipik olarak 4 odacıklı görünüm üzerinden hem diyastol-sonu hem de sistolik-sonu fazlarda elde edilen LV hacmi kullanılarak gerçekleştirilir. LV alanı, LV boşluğunun endokardiyal konturlarının planimetrik olarak çizilmesi ile elde edilir. Mitral annulusun medial ve lateral uçları arasında düz bir çizgi çizilir. LV uzunluğu, mitral anüler çizginin orta noktasından endokardiyal konturun apikal ucuna doğru çizilen doğrudur.

- Biplanar denklem: $LV\text{ hacmi} = 0,85 \times (LV\text{-alan } 1 \times LV\text{-alan } 2) / LV\text{ uzunluğu}$. Burada, hem 4-oda (LV-alan 1) hem de 2-oda [veya dikey] (LV-alan 2) uzun eksenli görünüm, tek uzun eksenli denkleme benzer şekilde hem diyastol-sonu hem de sistol-sonu hacimleri hesaplamak için kullanılır.
 - Çok düzlemli uzun eksen: Hacimleri hesaplamak için LV'nin merkezi uzunlamasına eksen etrafında dönen bir dizi uzun eksenli görünüm kullanılır. Altı adet görünüm, kısa eksenli kesitlerden farklı olmayan sonuçlar verir [14].

e) Kavite çapı ve LV duvar kalınlığı iki KMR yaklaşımı kullanılarak ekokardiyografiye benzer şekilde elde edilebilir [12, 15]:

 - i) Bazal kısa eksenli kesit: Papiller kasların uçlarının hemen bazalinden
 - ii) 3 odalı görünüm: LV minör eksen düzleminde mitral korda düzeyinde papiller kasların uçları hizasından
 - iii) Her iki yaklaşımın da iyi tekrarlanabilirliği vardır. 3 odalı görünüm, ekokardiyografi ile elde edilen verilerle en uyumlu sonucu verir.
 - iv) Maksimal LV duvar kalınlığı için ölçüm LV duvarına dik yapılmalıdır. Apeks seviyesinde kısa eksenli görüntüler duvarın eksenine eğiktir ve yanlış olacaktır. Bu seviyede uzun eksenli görüntüler kullanılmalıdır.

f) Bilimsel araştırma:

 - i) Gerçek zamanlı sine görüntüleri giderek daha kullanılabilir hale gelmektedir ve aritmi veya sınırlı nefes alma kapasitesi olan hastalarda yararlı olabilir. 3B sine imajları da çekim süresini hızlandırmak için gelişmektedir. Gerçek zamanlı ve 3B sine görüntülerin işleme süreçleri teknik olarak hala gelişmektedir. Mütevellî Heyeti şu anda bu konuda özel bir açıklama yapmaktan kaçınmaktadır.
 - ii) Kantitatif LV miyokardiyal dinamiklerinin değerlendirilmesi (örneğin strain, rotasyon, time to peak velocity) çeşitli görüntüleme teknikleri (örneğin etiketleme (**tagging**), **DENSE**, **SENC**, doku faz haritalama, **feature tracking**) ile mümkündür ve belirli programlar gerektirir. Araştırma uygulamaları gelişmekte ve konsensüs kanıtları henüz birikmeye devam ettiği için, Mütevellî Heyeti şu anda özel bir açıklama yapmaktan kaçınmaktadır.

b) Global ve bölgesel RV fonksiyonunun (septal duvar, serbest duvar) uygun vakalarda değerlendirilmesi. Duvar hareketi hiperkinetik, normokinetik, hipokinetik, akinetik veya diskinetik olarak tanımlanmalıdır. Kalitatif bölgesel analizi için, RV serbest duvardaki duvar hareketi (örneğin bazal, orta ve apikal kısımlar), çıkış yolu ve inferior duvar spesifik klinik senaryo ve tanı ile ilgili olarak değerlendirilebilir.

c) LV ve RV odalarının hemodinamik etkileşimlerinin değerlendirilmesi (örneğin konstriktif fizyoloji).

Kantitatif analiz

a) Genel öneriler

 - i) Hesaplanan parametreler: RV diyastol-sonu hacim, RV sistol-sonu hacim, RV ejeksiyon fraksiyonu, RV atım miktarı, kardiyak debi ve tüm değerlerin vücut yüzeyi alanı indekslenmiş değerleri (ejeksiyon fraksiyonu hariç). LV'ye benzer şekilde, ölçülen parametreler klinik ihtiyaca bağlı olarak değişebilir [16].
 - ii) Kısa eksenli veya aksiyal görüntüler bilgisayar destekli analiz paketleri ile değerlendirilir (Res. 2) (Şekil 2) [17, 18]. Otomatik olarak oluşturulan konturlar detaylı olarak gözden geçirilmelidir.
 - iii) Tüm RV'yi kapsayan aksiyal sineler triküspid kapak düzleminin belirlenmesini en iyi şekilde sağlar. Kısa eksenli sineler ise inferior duvar sınırlarının belirlenmesinde en iyisidir.
 - iv) Endokardiyal sınırlar diyastol-sonu ve sistol-sonunda çizilir (Şekil 2).
 - v) RV diyastol-sonu görüntü en büyük RV kan hacmine sahip görüntü olarak seçilmelidir. Tanımlaması için, tüm görüntülerin değerlendirilmesi ve tüm kesitler için aynı fazın diyastol-sonu olarak tanımlanması gerekir.
 - vi) RV sistol-sonu görüntü en küçük RV kan hacmine sahip görüntü olarak seçilmelidir. Tanımlaması için, tüm görüntülerin değerlendirilmesi ve tüm kesitler için aynı fazın sistol-sonu olarak tanımlanması gerekir.
 - vii) LV gibi, sistol-sonunu tanımlamak için tüm görüntü kesitlerini gözden geçirmek gerekebilir.
 - viii) Pulmoner kapak görüntülenmiş olabilir, konturlar kapak seviyesi seviyesine kadar dahil edilir, daha üstüne değil.

b) RV hacimleri

 - i) Toplam hacimler, tek tek 2B kesitlerinden alınan hacimlerin toplamı olarak alınır ve kesitler arası

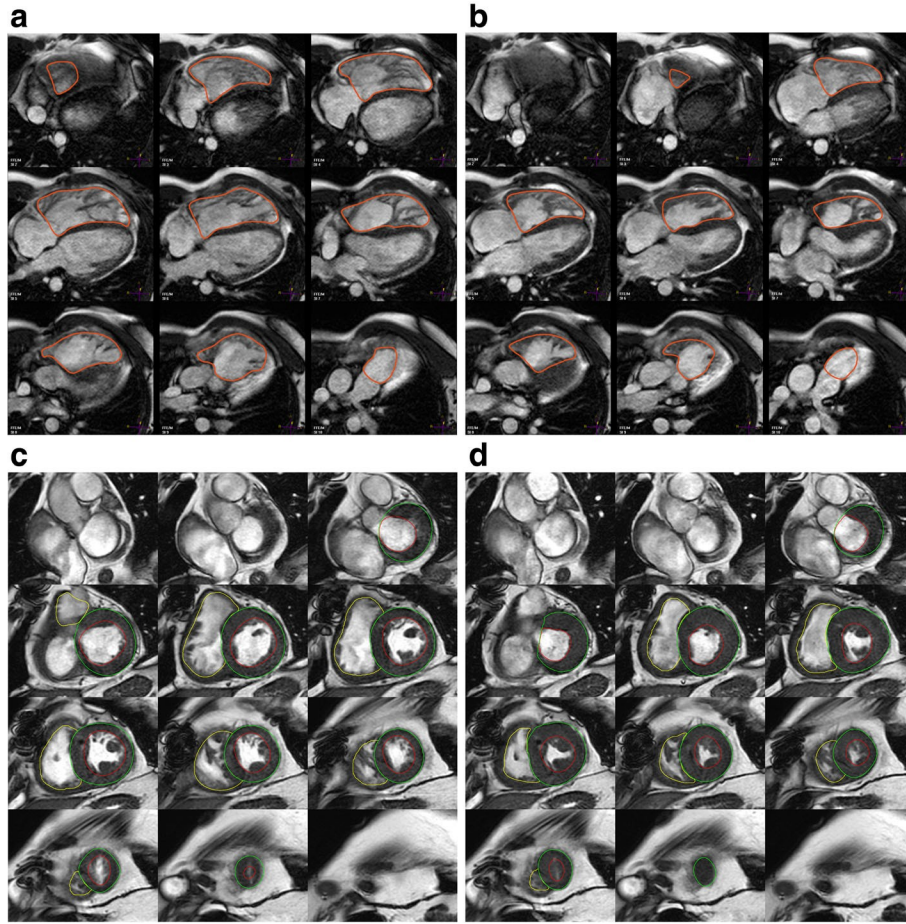
Sağ ventrikül (RV) değerlendirmesi

Görsel analiz

- a) Sine modundaki tüm sineleri gözden geçirin, bir düzlem kullanarak diğer düzlemler ile karşılaştırın ve artefaktları ve sağ ventrikülün tamamıyla kapsandığını kontrol edin.

Kantitatif analiz

- a) Genel öneriler
- Hesaplanan parametreler: RV diyastol-sonu hacim, RV sistol-sonu hacim, RV ejeksiyon fraksiyonu, RV atım miktarı, kardiyak debi ve tüm değerlerin vücut yüzeyi alanı indekslenmiş değerleri (ejeksiyon fraksiyonu hariç). LV'ye benzer şekilde, ölçülen parametreler klinik ihtiyaca bağlı olarak değişebilir [16].
 - Kısa eksenli veya aksiyal görüntüler bilgisayar destekli analiz paketleri ile değerlendirilir (Res. 2) (Şekil 2) [17, 18]. Otomatik olarak oluşturulan konturlar detaylı olarak gözden geçirilmelidir.
 - Tüm RV'yi kapsayan aksiyal sineler triküs pid kapak düzleminin belirlenmesini en iyi şekilde sağlar. Kısa eksenli sineler ise inferior duvar sınırlarının belirlenmesinde en iyisidir.
 - Endokardiyal sınırlar diyastol-sonu ve sistol-sonunda çizilir (Şekil 2).
 - RV diyastol-sonu görüntü en büyük RV kan hacmine sahip görüntü olarak seçilmelidir. Tanımlaması için, tüm görüntülerin değerlendirilmesi ve tüm kesitler için aynı fazın diyastol-sonu olarak tanımlanması gerekir.
 - RV sistol-sonu görüntü en küçük RV kan hacmine sahip görüntü olarak seçilmelidir. Tanımlaması için, tüm görüntülerin değerlendirilmesi ve tüm kesitler için aynı fazın sistol-sonu olarak tanımlanması gerekir.
 - LV gibi, sistol-sonunu tanımlamak için tüm görüntü kesitlerini gözden geçirmek gerekebilir.
 - Pulmoner kapak görütülenmiş olabilir, konturlar kapak seviyesi seviyesine kadar dahil edilir, daha üstüne değil.
- b) RV hacimleri
- Toplam hacimler, tek tek 2B kesitlerinden alınan hacimlerin toplamı olarak alınır ve kesitler arası boşluk ve kesit kalınlığı hesaba katılarak hesaplanır. RV trabekülleri ve papiller kaslar genellikle RV hacim hesaplarına dahil edilir.



Şekil 2: Sağ ventrikül (RV) boşluğunun ölçülmesi. Hacim ölçümü için, sağ ventrikülün tamamını kapsayan transaksial kesitlerde diyastol-sonu ve sistol-sonu kontürler çizilir (üstte). Alternatif olarak, kısa aks kesitleri kullanılabilir (c, d). Burada sarı çizgiler diyastol (c) ve sistolde (d) sağ ventrikülü göstermektedir; RV kontürleri LV kontürlerini takiben çizilir. (c ve d'de kırmızı/yeşil çizgiler LV endokardiyal ve epikardiyal sınırlarını göstermektedir).

- c) RV kitlesi genellikle rutin değerlendirmede ölçülmez. Seçilen nadir vakalarda RV kitlesinin kantifikasyonu düşünülebilir (örneğin pulmoner hipertansiyonda).
- d) Sonuçların doğrulanması
 - i) Şant veya valvüler kaçak yoksa, RV ve LV debileri neredeyse eşit olmalıdır. (Küçük farklılıklar bronşiyal arter beslenmesi veya papiller kasların hesaba katılması nedeni ile olabilir). LV debisi RV'den daha güvenilir bir şekilde belirlendiği için, LV verileri RV verilerini doğrulamak için kullanılabilir.

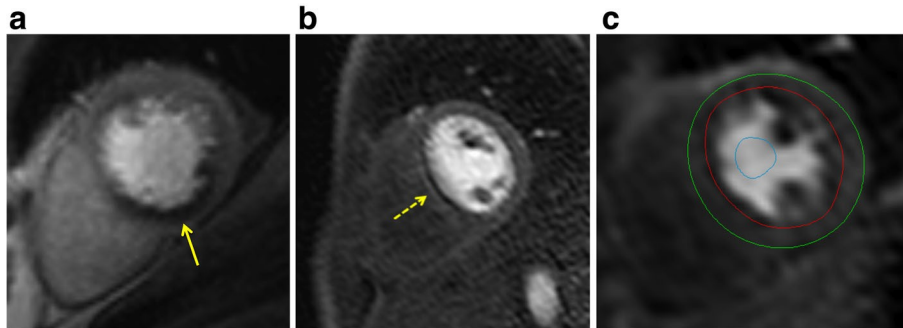
Miyokardiyal perfüzyon görüntülemenin analizi

Görsel analiz

- a) Çalışma akışı:

- i) Perfüzyon ve ilgili **LGE** görüntülerini yan yana görüntüleyin.
- ii) LV miyokart kontrast optimizasyonu için pencere, kontrast ve parlaklık düzeyini ayarlayın (görüntünün tamamı için değil). Görüntü ayarlamasının amacı, LV kavite sinyalinin miyokarda karışmadığı maksimum pencere genişliğini ayarlamaktır. Kontrast gelmeden önce miyokardın neredeyse siyah olduğundan ve pencere ayarlarının miyokardın içindeki kontrastı en üst düzeye çıkardığından emin olun. Doğru pencere ayarlarının hem kontrast öncesi hem de tepe kontrastlı görüntülerin gözden geçirilmesini gerektirdiğini unutmayın.
- iii) Aynı kontrast, parlaklık ve pencere ayarlarını serinin tüm görüntülerine uygulayın.
- iv) Seriyi sine olarak ve/veya tek tek görüntüleri kaydırarak gözden geçirin.
- v) Strese yeterli hemodinamik yanıt olup olmadığını stres ve strese semptomatik

- yanıt arasındaki kalp hızı ve kan basıncı değişikliğini karşılaştırarak kontrol edin. Stres yanıtı stres sırasındaki görüntülerde 'dalak kapatma işareti' (**splenic switch-off**) olup olmadığı kontrol edilerek de yapılabilir [19].
- vi) Perfüzyon defektin anahtar tanısı kontrastın LV miyokardına gelişi ve ilk geçişidir.
- vii) Görsel analiz, hipoperfüzyonun bölgeler arasındaki göreceli karşılaştırılmasına dayanır. Endokardiyal ve epikardiyal bölgeler arasında, aynı kesitin segmentleri arasında ve kesitler arasında karşılaştırma yapılmalıdır.
- b) Stres görüntüleri tek başına indüklenabilir perfüzyon defekti tanısını koydurabilir. Tek başına stres görüntülerine dayalı tanı net olmadığında ve istirahat görüntüleri mevcut ise, bu iki görüntü serisi karşılaştırılabilir. Genel olarak, stres görüntülerinde indüklenen, istirahat görüntülerinde ise kaybolan perfüzyon defekti izlenir. Perfüzyon defektleri hem stres hem de istirahat görüntülerinde izlenirse, artefakt veya miyokardiyal skar gibi başka nedenler aramak gerekir. Unutmamak gerekir ki, istirahat/stres hemodinamisine ve kontrast kinetiklerine bağlı olarak artefaktlar istirahat görüntülerinde daha az belirgin olabilir veya tamamen kaybolabilir.
- c) Skar dokusu mutlaka bir perfüzyon defektine neden olmayabilir, özellikle de istirahat perfüzyon görüntüleri stresten sonra elde edilirse. Bu nedenle skar dokusu her zaman geç kontrastlı görüntülerden tanımlanmalıdır, perfüzyon görüntülerinden değil.
- d) Perfüzyon defekti kriterleri (Şekil 3a):
- İlk olarak kontrast LV miyokardına geldiğinde oluşur.
 - Miyokartta pik kontrast tutulumu sonrası ve birkaç R-R aralığı boyunca devam eder.
 - İki pikselden daha geniştir.
- iv) Genellikle miyokardın subendokardiyal kısmında en belirgindir.
- v) Genellikle ilgili segmentin duvar kalınlığı boyunca bir transmural gradyan olarak izlenir: endokardiyumda en yoğun ve epikarda doğru daha az yoğun hale gelir.
- vi) Zaman içinde, defekt subepikardiyal bölgeden subendokardiyal bölgeye doğru regrese olur.
- vii) Stres ile izlenir, istirahatte kaybolur.
- viii) Bir veya daha fazla koroner besleme sahasıyla uyumludur.
- e) İndüklenabilir perfüzyon defektinin (lerinin) yeri ve dağılımı AHA segment modeli kullanılarak yorumlanmalıdır [5].
- Perfüzyon sahasının transmuralitesi belirtilmelidir [20].
 - LGE** üzerindeki skar sahasına göre perfüzyon defektinin dağılımı belirtilmelidir.
- f) **Dark banding** artefaktları için kriterler (Şekil 3b): Yanlış pozitif raporların sık bir sebebi subendokardiyal **dark banding** artefaktlarıdır [21]. Bu artefaktlar aşağıdaki özelliklere sahiptir:
- Kontrast LV kan havuzuna ulaştığında en yoğundur.
 - Bazal miyokardiyal sinyal ile karşılaştırıldığında sinyalde azalmaya yol açarken, gerçek perfüzyon defekti bazal sinyale göre sinyalde azalma göstermez. Bu ince farklılıkları görsel olarak ayırt etmek zor olabilir. Bu nedenle şüpheli artefaktın etrafında bir **ROI** (region of interest-ilgi alanı) çizmek ve SI-zaman profilini görüntülemek yardımcı olabilir.
 - Tepe miyokart kontrastlanmasına kadar olan sürede geçici olarak izlenir.
 - Ağırlıklı olarak faz kodlama yönünde izlenir.



Şekil 3: Perfüzyon görüntüleme. a İnferiyör segmentlerde perfüzyon defekti (sarı ok). Defekt subendokardiyal ağırlıklı, sağ koroner arter sahası ile uyumlu ve 1 pikselden geniş. b **Dark banding** artefakt (sarı ok). Defekt çok koyu, kontrast miyokarda ulaşmadan ortaya çıkmakta, faz kodlama yönünde (sağ-sol bu vaka için), kabaca 1 piksel genişliğinde. c Perfüzyon verilerinin semikantitatif ve kantitatif analizi için endokardiyal (kırmızı) ve epikardiyal (yeşil) konturlar ve LV kan havuzu içindeki bir ilgi bölgesi (mavi) çizilmesi.

- Yaklaşık bir piksel genişliğindedir. LGE görüntülerinde karşılaştığı olmadan streste ve istirahatte **dark banding** görülmesi de artefakt göstergesidir [22]. Ancak, kalp hızı değişiklikleri ve bazal kontrast koyu bantların stres ve istirahat perfüzyon görüntüleri arasında görünümünü ve varlığını değiştirebilir. Bu nedenle, stresteki tipik koyu bantlama varlığı ile istirahatte koyu bantlama yokluğu, indüklenebilir perfüzyon defekti için tanısal kabul edilmemelidir.

- g) Görsel analizle ilgili dikkat edilmesi gereken noktalar
- i) Çok damar hastalığı: Görsel analiz, kalbin görüntülenmiş bir bölümündeki göreceli sinyal farklılıklarına dayanır. Teorik olarak, dengeli çok damar hastalığı varlığı, görüntülenmiş bölümün çoğunun veya tamamının hipoperfüze görünmesine neden olabilir, bu da yanlış-negatif okumalara yol açabilir ve ilgili klinik koşullarda göz önünde bulundurulması gerekir. Ancak uygulamada, gerçekten dengeli iskemi nadirdir ve bir veya daha fazla bölgede perfüzyon defekti daha belirgin olacaktır. Tüm koroner bölgeler etkilense bile, gözlenen kusurların şiddeti, koroner bölgelerin jeo-grafik merkezi(leri) çevresinde daha belirgindir. Buna ek olarak, çok damar hastalığında genellikle endokarddan epikarda sinyal gradyanı açık bir şekilde görülür [23]. Dinamik perfüzyon verilerinin kantitatif analizi, çok damar hastalarında global olarak azalmış miyokard perfüzyon rezervinin saptanmasında daha fazla yardımcı olabilir.
 - ii) Mikrovasküler hastalıklar: Miyokardiyal mikrovasküler yatağı etkileyen hastalıklar (örneğin diabetes mellitus, sistemik hipertansiyon) perfüzyonda global subendokardiyal azalmaya yol açabilir [24–27]. Bu, anjiyografik yöntemlere göre yanlış pozitif okumalara yol açabilir ve ilgili klinik koşulların göz önünde bulundurulması gerekir. Mikrovasküler hastalığı düşündüren bulgular konsantrik LV hipertrofisi ve konsantrik genellikle koroner besleme alanlarını aşan subendokardiyal perfüzyon defektleridir. Çok damar hastalarından ayrılması zor olabilir.
 - iii) Stres çekimi esnasında vazodilatasyon yetersiz ise, görsel analiz perfüzyon çalışmasının yanlış-negatif yorumlanmasına yol açabilir [28].
 - iv) Miyokardın yüzeysel koile olan uzaklığı sinyal yoğunluğunu etkiler ve analiz esnasında hesaba katılmazsa yanlış yorumlanabilir. Koil hasası yeti düzeltilirse bu sorunlar daha az olasıdır.

Kantitatif analiz

- a) Miyokart perfüzyon KMR çalışmalarında **SI** değişiminin nicel analizi yapılabilir. Bu amaçla çeşitli yöntemler tanımlanmıştır. Klinik uygulamada, bu nadiren gereklidir, ancak örneğin şüpheli çok damar hastalığı veya vazodilatör strese şüpheli yetersiz yanıt varsa görsel analize destek olabilir. Kantitatif perfüzyon analizi için tam otomatik yöntemler kullanılabilir hale gelmektedir ve yakında daha yaygın olarak kullanılabilir olabilirler. Kantitatif analiz bilimsel araştırma çalışmalarında da sıklıkla kullanılmaktadır.
- b) Gereklilikler:
 - i) Veri toplamada kullanılan belirli puls sekansı ve kontrast rejimi ile normal bir aralığın doğrulanması ve tanımlanması. Sadece aynı çalışmanın farklı bölgeleri arasında bir karşılaştırma yapılacaksa, normal bir aralık oluşturulması daha az gereklidir.
 - ii) Zamansal çözünürlük olarak bir R-R aralığı önerilir.
 - iii) Potansiyel saturasyon etkilerinin göz önünde bulundurulması (yüksek kontrastlı ajan dozlarının doygunluk etkilerine yol açma olasılığı daha yüksektir).
- c) Semi-kantitatif analiz:
 - i) Miyokart kan akımını tahmin etmeden miyokart perfüzyon KMR çalışmalarının **SI** profilinin özelliklerini açıklayan analiz yöntemleri genellikle "yarı-kantitatif analiz yöntemleri" olarak adlandırılır.
 - ii) Çalışma akışı:
 - Tüm kardiyak seriden kardiyak bölmeler arasında iyi kontrast göstren bir görüntü seçin (bazı programlar serinin ortalama görüntüsünü oluşturur).
 - Bu görüntü üzerinde (manuel veya otomatik) LV endokardiyal ve epikardiyal konturları çizin. (Şekil 3c).
 - Diğer tüm dinamik görüntülere bu konturları aktarın.
 - Düzlem-içi hareket için konturları doğrulayın (bazı analiz paketleri, çizgiler ana hatlarıyla belirtilmeden önceki görüntüleri kaydedebilir).
 - Yapılacak analiz türüne bağlı olarak, LV kan havuzuna ayrı bir **ROI** yerleştirin. Tercihen bazal kesit kullanılır. Papiller kasları ve akım artefaktını **ROI** dışında tutun.
 - Segmentasyon için LV miyokardında bir referans noktası seçin (genellikle RV insersiyon noktalarından biri) [5].

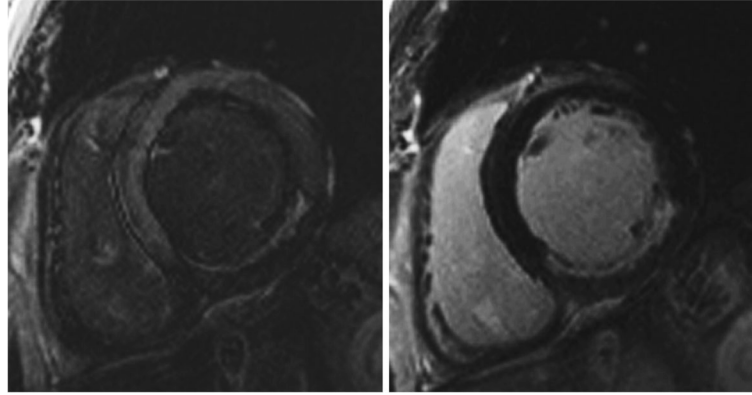
- AHA sınıflamasına göre LV miyokardını segmentlere ayırın [5]
 - Miyokart segmentleri için SI/zaman profilleri +/- LV kan havuzu oluşturun.
 - Endokardiyal ve epikardiyal katmanlara bölmeyi ve tekrar analizi yapmayı düşünün [20].
- ii) Sık kullanılan yarı-nicel analiz yöntemleri (ayrıntılı bilgi için [29]):
- Miyokart **SI** profilinin maksimum yukarı eğimi, LV yukarı eğimine göre normalize edilebilir [30].
 - Miyokardiyal **SI** profilinin **SI** zirve oluşturma zamanı [31, 32].
 - Yukarıdakiler için stres/istirahat değerlerinin oranı (genellikle "miyokart perfüzyon rezerv indeksi" olarak adlandırılır) [33, 34].
 - Yukarı eğim integrali (sinyal yoğunluğu-zaman eğrisi altındaki alan) [35].
- iv) Yarı kantitatif analiz yöntemlerinin sınırlılıkları:
- **SI** koil uzaklığına göre değişebilir. Bu durum, kontrast öncesinde **proton-density** görüntüsü veya diğer koil hassasiyeti düzeltme araçları kullanılarak kısmen düzeltiler.
 - Miyokardiyal kan akımının mutlak ölçümü yapılamaz.
- d) Kantitatif analiz
- i) Miyokart kan akımı tahminlerini elde etmek için miyokart perfüzyon KMR çalışmalarının SI profilini işleyen analiz yöntemleri genellikle "kantitatif analiz yöntemleri" olarak adlandırılır [29, 36, 37].
- ii) Gereklilikler:
- Veri toplamının uygun bir puls sekansı ve kontrast rejimi kullanılarak yapılmış olması güvenilir bir kantifikasyon için ön koşuldur.
 - Görüntüleme yönteminin gereksinimleri analiz yöntemine bağlıdır. Şu an için, bu genellikle en az bir **proton-density** görüntüsü, çift bolus [38] veya çift kontrast kullanılarak satüre olmayan bir input fonksiyonunun üretimini gerektirir [39].
 - Solunuma bağlı hareketi düzeltmek için **motion correction** tercih edilir.
- iii) Çalışma akışı:
- Manuel analiz yöntemleri, yarı-nicel analiz için yukarıda açıklandığı gibi kontur çizimi gerektirir. Dinamik SI verileri daha sonra genellikle ileri işleme için çevrimdışı analiz istasyonuna aktarılır.
 - Tam otomatik yöntemler; kullanıcıya ait **input** gerektirmeyen miyokart perfüzyon piksel haritaları oluşturan; kullanılabilir hale gelmektedir.
- iv) Çeşitli analiz yöntemleri, açıklanmıştır:

- Model tabanlı metodlar [40, 41].
- Modelden bağımsız metodlar [42, 43].

Sol ventrikülün geç gadolinyum tutulumu (LGE) analizi

Görsel analiz

- a) Çoğu klinik endikasyon için **LGE** görüntülerinin görsel değerlendirilmesi yeterlidir.
- b) Çalışma akışı:
- i) İmaj penceresini ve seviyesini ayarlayın, böylece:
- Gürültü hala tespit edilebilir (sıfırlanmış miyokart tek bir görüntü yoğunluğu olmamalıdır).
 - **LGE** bölgeleri satüre değildir (**LGE** bölgeleri tek bir görüntü yoğunluğu olmamalıdır).
- ii) Magnitüd (**PSIR** için değil) görüntüleri, eğer normal miyokart soluk bir "kazınmış/dağlanmış" görünüme sahipse (sınırdan en koyu, ortada hafif daha yüksek imaj intensitesi), bu inversiyon zamanının çok kısa ayarlanmış olduğunun ve **LGE**'nin gerçek boyutunun az olarak değerlendirilmesine yol açacaktır (Şekil 4) Genel olarak, hafif uzun olan T1 değeri, kısa olana tercih edilir [44].
- c) **LGE** mevcudiyeti kriterleri.
- i) Gözde görülür derecede sıfırlanmış miyokarttan daha parlak olan yüksek **SI** alanı.
- ii) En az bir diğer ortogonal düzlemde **LGE** içeren görüntünün doğrulanması ve/veya aynı düzlemde **readout** yönünü değiştirdikten sonra ikinci bir görüntü elde edin.
- d) **LGE** paterninin değerlendirilmesi
- i) Koroner arter hastalığı (KAH) tipi: Subendokardiyumu tutmalı ve koroner arter perfüzyon bölgesi ile tutarlı olmalıdır.
- ii) KAH tipi olmayan: Genellikle subendokardiyum korunur ve midmiyokardiyum veya epikardiyum ile sınırlıdır. Subendokardiyum tutulumu global ise KAH tipi olmayan düşünülmelidir [45].
- e) AHA 17-segment modelini kullanarak konumu ve kapsamı yorumlayın [5] [20].
- i) İskemi ve canlılığı doğru bir şekilde kategorize etmek için **LGE** görüntülerinin sine ve perfüzyon görüntüleriyle (ikincisi alınmışsa) karşılaştırılması yapılmalıdır [46].
- ii) Her segmentte **LGE**'nin ortalama transmural kapsamını tahmin edin (%0, %1-25, %26-50, %51-75, %76-100) [44].
- iii) Akut miyokart infarktüsü olan hastalarda, subendokardiyal ve midmiyokardiyal **hipoenhanced no-reflow** bölgeleri enfarkt boyutuna katılmalıdır.



Şekil 4: Geç kontrast tutulumu görüntüleme. İnversiyon zamanının LGE görüntüleme rolü: Solda magnitud imajı (PSIR olmayan), normal miyokart soluk bir "kazınmış" görünümüne sahip (sınırdaki en koyu, ortada hafif daha yüksek imaj intensitesi), çok kısa T1 göstergesi olup LGE'nin az olarak değerlendirilmesine neden olur. Sağda daha uzun T1 ile tekrarlanmış olup inferior duvarda daha geniş bir LGE alanı görülmektedir. PSIR olmayan magnitud görüntüleme için, her zaman miyokardı sıfırlayan en uzun T1 değerini kullanın

f) Dikkat edilmesi gereken noktalar

- Parlak (ghosting) hayalet artefaktları yetersiz elektrokardiyogram (EKG) tetikleme, yetersiz nefes tutma ve görüntüleme alanındaki uzun T1'li nedenlerle olabilir (örneğin beyin omurilik sıvısı, plevral efüzyon, mide sıvısı, vb) [47]
- PSIR olmayan görüntülerde, uzun T1'li dokular (sıfır geçişin altındaki bölgeler) parlak görünebilir [44, 48].
- Bazen, **no-reflow** bölgeleri veya mural trombüsleri canlı miyokarttan ayırt etmek zor olabilir. Uzun bir inversiyon süresi [49], kullanarak görüntüleme, **PSIR** kullanarak veya kontrast sonrası sine görüntüleme yapmak bu konuda yararlı olabilir.
- Kontrastın azalması durumunda ek sekansların yorumlanması gerekebilir (bakınız "**Dark blood/grey blood LGE**").
- PSIR görüntülerde, manuel pencereleme ve niceliksel algoritmalar magnitud görüntülerle karşılaştırıldığında farklı olabilir.

Kantitatif analiz

- Kantitatif analiz öncelikle bilimsel araştırma amaçlı **LGE** kapsamını ve/veya gri bölge kapsamını ölçmek için yapılır. Öznel görsel değerlendirmenin yapılması hala kötü "**nulling**", artefaktlar, **no-reflow** bölgeleri, vb tanımlamak için ve endokardiyal ve epikardiyal sınırları çizmek için bir ön koşuldur.
- Literatürde birden fazla farklı **LGE** sınırlarını çizme yöntemi tanımlanmıştır: manuel planimetri, n-SD tekniği ve (**FWHM**) tekniği. Bilimsel araştırma uygulamaları geliştiği ve henüz fikir birliği olmadığı için

Mütevelli Heyeti kantitatif değerlendirme için en uygun yöntemle ilgili olarak şu anda özel bir açıklama yapmaktan kaçınılmaktadır [50–55].

Bilimsel araştırma araçları / kantitatif analiz

a) **LGE** alanının kantifikasyonu:

- Manual planimetri:
 - Endokardiyal ve epikardiyal sınırların ana hattı çizilir.
 - Her kesitteki **LGE** bölgelerinin manuel planimetrisi çizilir.
 - LGE** alanları toplanır.
 - Toplam **LGE** alanı; kesit kalınlığı ve kesitler arası boşluğun toplamının miyokardın özgül ağırlığı ile çarpımı yaklaşık **LGE** kitlesini verir ve toplam **LGE**'nin miyokart kitlesine oranını hesaplamak için kullanılabilir.
 - Subjektif kabul edilir.
 - Partial volume** den kaynaklanan ara sinyal yoğunlukları (gri bölgeler) olan bölgeler için ayarlama yapmak, ölçümlerin tekrarlanabilirliğini artırabilir [54].
- n-SD tekniği:
 - Endokardiyal ve epikardiyal sınırların ana hattı çizilir.
 - Referans **SI** (ortalama ve standart sapma) tanımlamak için miyokart içinde normal bir "remote" (koyu) bölge **ROI** manuel olarak seçilir. Bu öznel yaklaşım ölçümleri etkileyebilir.
 - Yüzeyel koil spasyal varyasyonlarına duyarlıdır.
 - Normal miyokart ve **LGE** arasında bir eşik değer seçimi.

Skar dokusunun normal miyokarda karşı göreceli sinyal/gürültü oranı, kontrast madde cinsine, doza ve enjeksiyon zamanına, manyetik alan gücüne, sekans tipine ve altta yatan hasarın kendisi de dahil olmak üzere diğer değişkenlere bağlıdır. Bu nedenle, tüm durumlar için geçerli bir eşik değer yoktur ve genellikle manuel çizim standart olarak kabul edilir. Ancak (yarı-)otomatik eşik belirleme yeterli standardizasyondan sonra tekrarlanabilirliği artırabilir. Başlangıç noktası olarak enfarktüs için yarı otomatik eşik değer olarak 5-SD öneririz. Şu anda iskemik olmayan **LGE** için bir eşik değer önerilebilecek yeterli kanıt yoktur.

- Daha sonra miyokart içinde **LGE** varlığı otomatik olarak belirlenir.
- **No-reflow** bölgelerini dahil etmek ve artefaktlar ve LV kan havuzunu (endokardiyal kontur hataları) dışlamak için manuel düzeltmeler gerektirir.

iii) FWHM tekniği:

- Manual miyokardiyal **ROI** için endokardiyal ve epikardiyal sınırların ana hattı çizilir.
- Miyokart ve **LGE** arasındaki eşik değer olarak, skar içindeki **SI** histogramının maksimal sinyalinin yarısı eşik değer olarak kullanılır.
- **LGE**'nin mevcut olup olmadığı görsel olarak belirlenir ve **LGE** varsa "maksimum" sinyal bölgesini içeren bir **ROI** manuel seçilir. Bu özel seçim ölçümleri etkileyebilir.
- Koil hassasiyetindeki uzamsal değişimlere karşı da duyarlıdır, ancak n-SD tekniğinden daha azdır [51].
- n-SD tekniğine göre daha tekrarlanabilir kabul edilir [53].
- Teknik parlak bir **LGE** merkezi varlığını varsayar, ancak **LGE** yamalı veya gri ise n-SD tekniğinden daha az doğru olabilir [56].
- **No-reflow** bölgelerini dahil etmek ve artefaktlar ve LV kan havuzunu (endokardiyal kontur hataları) dışlamak için manuel düzeltmeler gerektirir.

b) Peri-infarkt alanı:

- Peri-enfarktüs veya gri bölgelerin kapsamını ölçmek için birden fazla yöntem bildirilmiştir [57, 58].
- Mütevelli Heyeti, **partial volume** etkilerinin güçlü etkisi nedeniyle belirli bir değerlendirme tekniğini onaylamamaktadır.

c) Dark-blood/grey blood **LGE**

- Literatürde birden fazla teknik tanımlanmıştır ancak "akım bağımsız" (yani kan havuzu sinyalini bastırmak için kan akımına dayanmayan) tercih edilebilir [59–61].

- Araştırma uygulamaları(lar) gelişirken ve konsensüs kanıtları birikmeye devam ederken, yazı grubu şu anda koyu kan/gri kan **LGE** görüntülerinin kantitatif değerlendirilmesi için en uygun yöntem le ilgili özel bir açıklama yapmaktan kaçınmayı tercih eder.

d) LV dışındaki odalarda **LGE**

Genellikle standart LV **LGE** protokolleri ile yakalanan RV **LGE** görüntüleme hakkında her geçen gün kanıtlar artmaktadır. İnce sola atrium duvarının görüntülenmesi zordur ve özel sekanslar gerektirir. Çalışmalar devam etmekte ve konsensüs kanıtları birikmektedir. Ancak yazı grubu LV dışındaki odalarda **LGE**'nin işlem sonrası değerlendirilmesi ile ilgili olarak şu anda özel bir açıklama yapmaktan kaçınmayı tercih etmektedir.

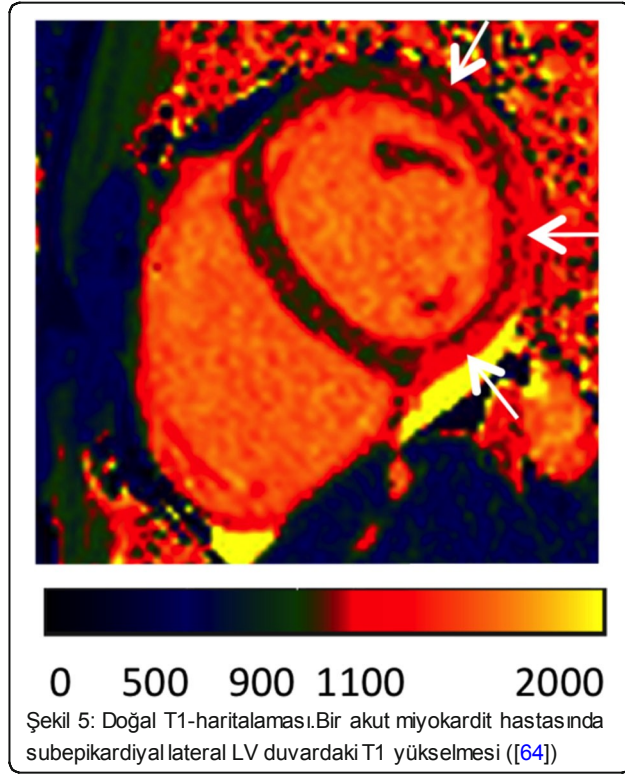
T1-haritalama analizi

Arka plan

2013 yılında "T1-haritalama geliştirme grubu" uygun terminoloji ve çekim merkezi hazırlığı, çekim türleri, çekim planlaması, kalite kontrol, görselleştirme, analiz ve teknik yönler için özel öneriler içeren bir konsensüs bildirisi yayınladı [62]. Bu girişimin üzerine, Kardiyak MR Haritalama Konsensus Grubu 2017 yılında SCMR ve EACVI tarafından kabul edilen "T1, T2, T2* ve ekstrasellüler hacmin KMR haritalaması" konsensüs bildirisini yayınladı [63]. Aşağıdaki öneriler bu konsensüs bildirileri referans alınarak verilmiştir. T1-haritalamanın ne zaman ve nasıl kullanılacağıyla ilgili daha fazla bilgi için, bu orijinal konsensüs bildirisine ve SCMR protokol önerilerine bakın (Şekil 5).

Görsel analiz

- Farklı T1 ağırlıklı kaynak görüntülerinin görsel analizi, tanısal görüntü kalitesini algılamayı ve doğrulamayı amaçlamalıdır.
- Final T1- haritasının görsel analizi, artefaktları algılamayı ve tanısal görüntü kalitesini doğrulamayı amaçlamalıdır. Otomatik olarak oluşturulan kalite kontrol haritaları (örneğin T1*) **misregistration** veya önemli artefaktları dışlamak için kullanılabilir.
- Haritalar, ilgili araştırma tabloları merkeze özgü normal aralıklara göre düzenlenmişse renkli olarak veya uygun görüntü işlemeyle birlikte gri ölçekte anormal alanları vurgulamak için görüntülenebilir.



- i) **Ekstrasellüler hacim (ECV)** tahmini, kontrast madde verilmesinden önce (nativ T1) ve sonra genellikle sabit durum koşullarına ulaşma için (>10dk) T1-haritalama gerektirir. Önerilen işlem sonrası adımlar her iki harita için de eşit olarak uygulanmalıdır.
- j) **ECV** hesaplamak için, native ve kontrast sonrası kan havuzunun merkezinde papiller kaslar ve trabeküller hariç tutularak bir ROI alınıp T1- harita çizilmelidir.
- k) **ECV** hesaplaması için aynı güne ait bir hematokrit değeri olmalıdır. Bu mevcut değilse, hematokrit; nativ kan havuzu T1 değerlerinden tahmin edilebilir ("sentetik **ECV**") [65].
- l) **ECV** % olarak verilir. **ECV** hesaplama formülü:

$$ECV = \left(\frac{\frac{1}{T1_{myo_postGd}} - \frac{1}{T1_{myo_native}}}{\frac{1}{T1_{blood_postGd}} - \frac{1}{T1_{blood_native}}} \right) \times (100 - \text{hematocrit})$$

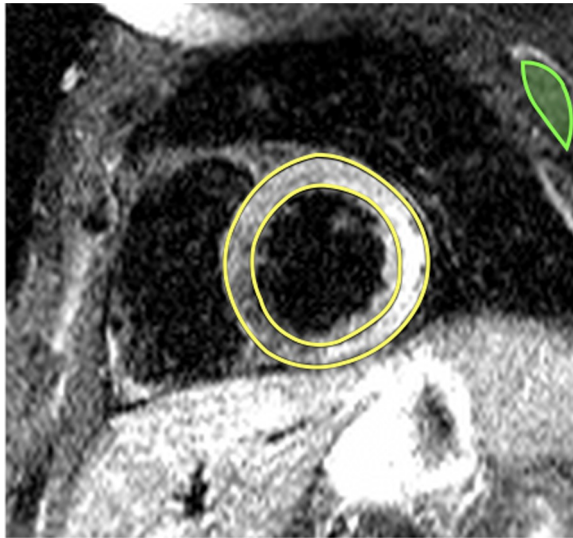
Kantitatif analiz

- a) Global değerlendirme ve diffüz hastalık için, komşu dokulardan gelen **susceptibility** artefaktlarının etkisini azaltmak için mid kaviter seviyeden alınmış kısa eksen kesitlerde septumda tek bir **ROI** çizilmelidir.
- b) Mid kavite **ROI**'larda artefakt veya tutarsız sonuçlar olması durumunda, doğrulama için bazal ROI'lar kullanılabilir.
- c) Fokal hastalık için, görsel olarak anormal alanlarda ek **ROI** çizilebilir. Çok küçük bir **ROI** dan (< 20 piksel) kaçınılmalıdır.
- d) Otomatik olarak oluşturulan ROI'ların konumu ve boyutu doğrulanmalıdır.
- e) Renkli haritalar yerine gri-ölçek görüntülerde ROI'lar çizmek hata payını azaltabilir.
- f) Diffüz hastalığın değerlendirilmesi için **LGE** görüntüleme ile değerlendirilen fokal fibrozis ROI'den çıkarılmalıdır.
- g) Şu anda belirli bir önerilen / tercih edilen analiz yazılım paketi yoktur. Görüntüyü değerlendiren yerel standartlar ve tercih edilen analiz yazılım paketi ile eğitilmiş olmalı ve artefaktların görünümüne aşina olmalıdır.
- h) Yorumlama sırasında haritalama tekniklerinin kalp hızı ve manyetik alan inhomojenitesi gibi etkenlere duyarlılığı göz önünde bulundurulmalıdır.
- m) **Inline ECV** haritaları manuel **ECV** hesaplamalarına uygun bir alternatif olabilir. Ham görüntüler, tanısal görüntü kalitesini ve işlenmesini doğrulamak için kontrol edilmelidir.
- n) Klinik raporlar için, pulse sekansın türü, referans aralığı ve gadolinyum kontrast maddesinin türü/dozu (uygulandığı takdirde) belirtilmelidir.
- o) Haritalama sonuçları sayısal mutlak değeri, Z-skoru (sonucun yerel normal ortalama dan farklı olduğu standart sapma sayısı; varsa) ve KMR sisteminin normal aralığını içermelidir.
- p) Lokal sonuçlar, yayınlanan bildirilen aralıklarla karşılaştırılmalı, ancak lokal bir referans aralığı öncelikle kullanılmalıdır.
- q) Referans aralıkları, hedeflenen uygulamayla aynı şekilde elde edilen, işlenen ve analiz edilen veri kümelerinden sırasıyla normalin üst ve alt aralığı olarak tanımlanan normal verilerin ortalama $\pm$ 2 SD'si olarak oluşturulmalıdır.
- r) Parametre değerleri yalnızca benzer koşullar altında elde edilen diğer parametre değerleri ile karşılaştırılmalıdır. Başka bir deyişle, çekim şeması, manyetik alan gücü, kontrast madde ve analiz yaklaşımı aynı olmalıdır ve sonuçlar verilen metodoloji için ilgili referans aralıkları ile birlikte rapor edilmelidir.

T2 ağırlıklı görüntülemenin analizi

Görsel analiz

- T2 ağırlıklı görüntülerin görsel analizi, daha fazla serbest su içeriği (ödem) için bir belirteç olarak, önemli **SI** artışı olan bölgeleri tespit etmeyi veya dışlamayı amaçlamaktadır.
- Miyokardial SI'nin nitel, görsel analizi akut hasar/enfarktüs, akut miyokardit (Şekil 6), strese bağlı (Takotsubo) kardiyomiyopati ve sarkoidoz gibi miyokardiyumda önemli bölgesel tutulum olan hastalıklar için yeterli olabilir.
- Çalışma akışı:
 - Uygun görüntüleri tanımlayın ve ekranda görüntüleyin
 - Miyokardiyal dokudaki görüntü kontrastını ve parlaklığını değiştirerek en normal görünen miyokardiyumda **SI**'yi en aza indirin (**noise** hala tespit edilebilir olmalıdır) ve miyokardial alanda görüntülen en maksimum **SI**'yi "aşırı parlamaya", yani beyaz olmayan pikselleri beyaz olarak görüntülemeye izin vermeden en üst düzeye çıkarın.
 - Genellikle anatomik sınır geçişlerinde **SI** değişir.
- Ödem için kriterler:
 - Anatomik sınırlara uygun olarak net bir şekilde tespit edilebilen yüksek **SI** alanı.
 - Bölgesel dağılım paternini takip edin (transmural, subendokardiyal, subepikardiyal, fokal).
 - İki birbirine dik görünümde doğrulanabilir oluşu



Şekil 6: T2 ağırlıklı görüntüde (STIR) akut miyokarditte midventriküler kısa aks görüntülerde inferolateral ve inferior segmentlerde artmış SI

- Miyokart ödemi düşündüren yüksek **SI** alanları ile aşağıdakiler karşılaştırılmalıdır:
 - Bölgesel fonksiyon.
 - Skar/fibrosis ve infiltrasyon gibi diğer doku patolojileri
- Görsel analizle ilgili dikkat edilmesi gereken noktalar:
 - Yüzeysel koil veri alma alanının homojen olmayışı: Koil hassasiyetinin düzensiz dağılımı, bobin yüzeyine uzak segmentlerde yanlış düşük **SI**'ye veya bobin yüzeyine yakın segmentlerde, özellikle **dark-blood triple-inversion recovery spin echo (STIR, TIRM)** görüntülerinde yanlış olarak yüksek **SI**'ye yol açabilir. Sinyal yoğunluğunu dengelemek için etkili bir **SI** düzeltme algoritması yoksa, daha düşük sinyal-gürültü oranına sahip **body** koil daha homojen bir sinyal alımı sağlar.
 - Düşük **SI** artefaktları: Aritmi veya miyokardın **through-plane** hareketi, özellikle **dark- blood triple-inversion recovery spin echo** görüntülerinde yanlış düşük **SI** ile görünmesini sağlayarak, artefaktlara neden olabilir.
 - Yüksek **SI** artefaktlar: **dark-blood triple-inversion recovery spin echo** görüntülerinde, yavaş akan kan yetersiz akım supresyonuna neden olabilir ve genellikle subendokardiyal sınır boyunca kan akımı yüksek **SI**'a yol açar. Bu miyokardiyal ödem ile karıştırılabilir.

Semi-kantitatif analiz

- Düşük **SI** yapıları, yaygın miyokard ödemi taklit eden SI dağılım paternlerine yol açabileceği için sadece görsel analiz yanlış sonuçlara yol açabilir. Referans bölgelerde SI kantifikasyonu, bu hatalara karşı çok daha az duyarlı olduğu için önerilir.
- Gereklilikler:
 - SI** değerleri veya oranları için test edilmiş normal değerler.
- Çalışma akışı
 - Global **SI** analizi:
 - LV endokardiyal ve epikardiyal konturların anahatları çizilir.
 - T2 **SI** oranı için, kalbe en yakın iskelet kasının geniş bir alanına ve koilin veri alım alanının merkezine (kısa eksen görünümü için tercihen M. serratus anterior) bir **ROI** çizilir [66].
 - Bölgesel SI analizi:
 - Etkilenen bölgede bir **ROI** kontürü çizin ve ilgili **SI**'yi iskelet kasının kine bölün.
 - Dark blood triple-inversion recovery spin echo** için 1,9'luk bir sınır değeri kullanılabilirken [67].

lokal olarak belirlenmiş bir değerin kullanılması önerilir. Çünkü **SI** ve oran değerleri sekans ayarları (özellikle eko süresi (TE)) ve KMR tarayıcı modelleri arasında farklılık gösterebilir. Bu görüntüler için, parametrik hesaplama dayanan ve 2 veya daha yüksek SI oranına sahip miyokardiyal piksellerin gösterildiği bir renk kodlu haritalama da kullanılabilir.

T2-haritalamanın analizi

Arka plan

2017 yılında Kardiyak MR Haritalama Konsensus Grubu EACVI ve SCMR tarafından onaylanan "T1, T2, T2* ve ekstrasellüler hacim KMR haritalaması için klinik öneriler kılavuzu" konsensüs bildirisini yayınladı [63]. Aşağıdaki öneriler bu konsensüs bildirisine atıfta bulunur. T2 haritalamanın ne zaman ve nasıl kullanılacağıyla ilgili daha fazla bilgi için bu orijinal konsensüs bildirisine ve SCMR protokol önerilerine bakınız.

Görsel analiz

- Farklı T2 ağırlıklı kaynak görüntüler serisinin görsel analizi, artefaktları ve ciddi hareketi algılamayı ve dışlamayı amaçlamalıdır.
- Final T2 haritasının görsel analizi, artefaktları tespit etmeyi ve dışlamayı amaçlamalıdır.
- Haritalar, renk görünüm tabloları görüntüleme merkezine özgü normal aralıklara göre ayarlanırsa, renkli olarak görüntülenebilir veya uygun görüntüleme analizine tabii tutulmuş gri ölçek kullanılarak anormal alanlar tespit edilir.

Kantitatif analiz

- Global değerlendirme ve diffüz hastalık için, komşu dokulardan gelen **susceptibility** artefaktlarının etkisini azaltmak için mid kaviter seviyeden alınmış kısa eksen kesitlerde septumda tek bir **ROI** çizilmelidir.
- Mid kavite ROI'larında artefakt veya tutarsız sonuçlar olması durumunda, doğrulama için bazal ROI'lar kullanılabilir.
- Fokal hastalık için, görsel olarak anormal alanlarda ek **ROI** çizilebilir. Çok küçük bir **ROI** dan (< 20 piksel) kaçınılmalıdır.
- Otomatik olarak oluşturulmuş ise ROI'lar kontrol edilmelidir.
- Renkli haritalar yerine gri-ölçek görüntülerde ROI'lar çizmek hata payını azaltabilir.
- Analizin amacına bağlı olarak, **LGE** görüntüleme ile değerlendirilen fokal fibrozis ROI'den çıkarılmalıdır.
- Şu anda belirli bir önerilen / tercih edilen analiz yazılım paketi yoktur. Görüntüyü değerlendiren yerel standartlar ve tercih edilen analiz yazılım paketi ile eğitilmiş olmalı

ve artefaktların görünümüne aşina olmalıdır.

- Yorumlama sırasında haritalama tekniklerinin kalp hızı ve manyetik alan inhomojenitesi gibi etkenlere duyarlılığı göz önünde bulundurulmalıdır.
- Haritalama sonuçları sayısal mutlak değeri, Z-skoru (sonucun lokal normal ortalamadan farklı olduğu standart deviasyon sayısı) ve normal aralığını içermelidir.
- Parametre değerleri yalnızca benzer koşullar altında elde edilen diğer parametre değerleri ile karşılaştırılmalıdır. Başka bir deyişle, çekim şeması, manyetik alan gücü, kontrast madde ve analiz yaklaşımı aynı olmalıdır ve sonuçlar verilen metodoloji için ilgili referans aralıkları ile birlikte rapor edilmelidir.

T2* haritalama analizi

Görsel analiz

T2* görüntüleme her zaman kantitatif analiz gerektirir. Görsel analiz, veri analizinin doğruluğu için en önemli faktör olan yeterli görüntü kalitesini sağlamak için kullanılır.

Kantitatif analiz

- T2*'nin değerlendirilmesi her zaman, hastalarda T2* değerlendirmesi için düzenli onayı olan bir yazılım kullanan nicel bir analiz gerektirir.
- Ventriküler septumda bulunan tam kalınlıkta **ROI**
 - Septal ROI orta-LV kısa eksenli görüntüde çizilir.
 - Kan havuzu ve proksimal kan damarlarını dışlamaya dikkat edin.
 - Bir septal ROI doku arayüzlerinden kaynaklanan **susceptibility** artefaktını önler.
- ROI**'den alınan ortalama miyokardiyal SI TE'ye karşı çizilir (Şekil 7)
 - SI artan TE ile düşer.
 - Curve-fitting** doğrulanmış bir algoritma uygulamalıdır.
 - SI bozunma zamanı (kısa T2*) artan demir yükü ile düşer.
 - Ağır demir yüklü hastalarda, yüksek TE'ler için **SI** arka plan görüntüsünün altına düşerek eğrinin platoya yapmasına ve T2* değerlerinin olduğundan düşük alınmasına neden olabilir.
- Bu şu şekilde telafi edilebilir:
 - Daha sonraki eko sürelerini kaldırarak eğrinin kesilmesi (Şekil 7e) [68, 69].
 - "Double inversion recovery"** (kara kan) sekansı kullanılırken bu sorun önemli değildir [70].
- 1.5 Tesla'da eşik değerler:

- i) Normal kardiyak T2* 40 ms olarak kabul edilir [71]
- ii) T2* < 20 ms kardiyak demir yükünü işaret eder [72]
- iii) T2* < 10 ms kalp yetmezliği gelişme riskinin arttığını gösterir [73]
- e) T2* demir yükü kardiyomyopatisinin 3T KMR ile değerlendirilmesi şu anda tavsiye edilememektedir. T2* manyetik alan gücünün artmasıyla kısalmır ve aşırı demir yükünün değerlendirilmesi daha sorunlu bir hal alır. Henüz klinik doğrulama eksikliği de mevcuttur.

Akım görüntüleri yorumu ve analizi

Arka plan

KMR akım görüntüleme, kan akım hızları ve hacimleri hakkında bilgi ve kan akımının görselleştirilmesini sağlar. 2B kesitte akım değerlendirmesi yaygın olarak kullanılmaktadır. Son zamanlarda, 3B volüm içinde (4B-akım) akımın zamansal değerlendirilmesi muazzam gelişti. Şu anda ağırlıklı olarak konjenital kalp hastalığı değerlendirmesinde kullanılmaktadır. 4B-akımın uygulanması, toplanması ve analizi ile ilgili daha fazla bilgi için ilgili konsensüs belgesine bakınız [74].

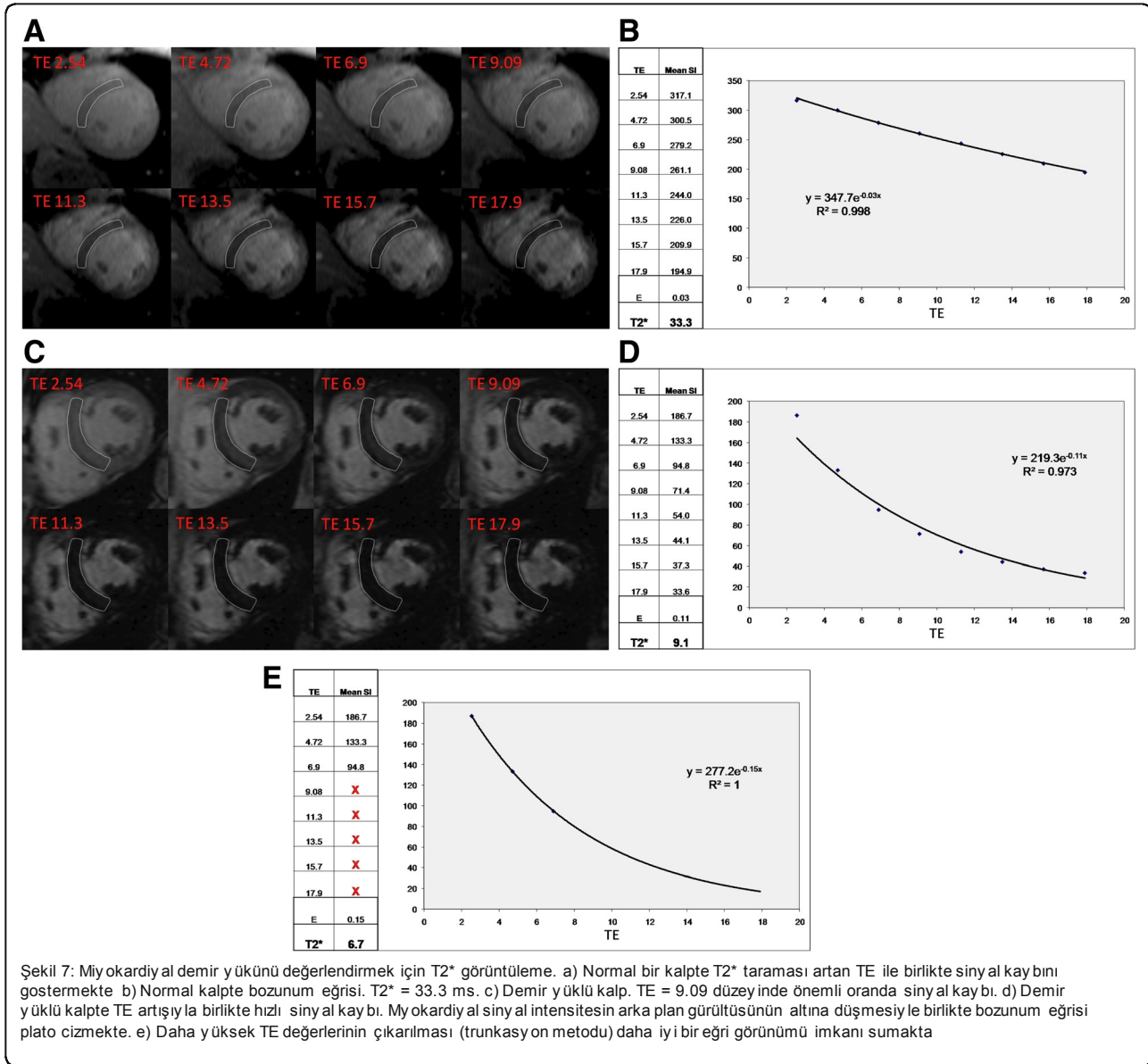
Görsel analiz

- a) Uygun şekilde hizalanmış sine dizinleri komşu yapılarla ilişkili olarak akım hakkında değerli bilgiler verebilir; özellikle kapak kaçaklarının, darlıklarının ve şantların yönü, zamanlaması ve jet çapları ile ilgili. Bu tür bilgiler, birkaç olası hataya maruz kalabilmekle birlikte, akım ölçümlerinin güvenilirliğini değerlendirmede önemli olabilir. Gradyan eko sineleri akım etkilerinden kaynaklanan sinyal artışı veya azalması açısından **bSSFP** sinelerinden biraz farklıdır. Önemli olarak, **bSSFP** bir jet akımının merkezinde hizalanmış piksellerden gelen nispeten parlak sinyaller ile jetin sınırlarından gelen düşük sinyaller arasında net bir ayrım sağlayabilir. **In** veya **through plane** faz kontrast akım hız görüntüleri de akım yönleri, boyutları ve zamansal seyri konusunda görsel bilgi sağlayabilir; aynı zamanda morfolojiyi görüntüleyerek anormal bir jetin etiolojisi hakkında ipucu verebilir [75, 76]. Ayrıca sık sık konjenital kalp hastalıklarında kullanılır. Analiz programlarındaki renkli akım haritalama, jet yönü veya morfolojinin belirlenmesinde yararlı olabilir.
- b) Dikkat edilmesi gereken noktalar:
 - i) Hem sine hem de faz-kontrast tekniklerindeki akım görünümüleri, özellikle jet akımı gibi durumlar olmak üzere, görüntü konumu ve oryantasyonuna sıkıca bağlıdır.
 - ii) Uygun hız kodlamasını kontrol edin. Hız kodlama aralığı (**VENC**) çok yüksek ayarlanırsa, jet görüntülenemeyebilir veya düşük sinyal/gürültü oranı kaynaklı hatalara yol açabilir. Çok düşük ayarlanırsa, görüntülerde mozaik bir patern görülecektir.

- iii) Kesit kalınlığı, **in** veya **through plane** hız haritalamada çok geniş alınır, yüksek hızlar düşük hız ve sabit doku ile ortalanacak, sonuç olarak aralarındaki ayrım gücü azalacaktır. Bu da jet ve akımın doğru görüntülenmemesine yol açabilir [77].
- iv) Kapak anülüsleri çok dinamikse veya görüntüleme düzlemi doğru ayarlanmazsa, kapak morfolojisi görüntülenemeyebilir.
- v) Metal içeren cihazların varlığında sinyal kaybı artefaktları olabileceği için değerlendirmeye dikkatli bir şekilde devam edilmelidir.
- vi) Uygun uzamsal ve zamansal çözünürlüğü kontrol edin. Uzamsal çözünürlük için, damar içini 8-16 piksel düzlem üzerinden görmek doğru sonuçlar elde etmek için gereklidir. Zamansal çözünürlük için kardiyak döngü başına en az 11-16 görüntü olmalıdır [78].

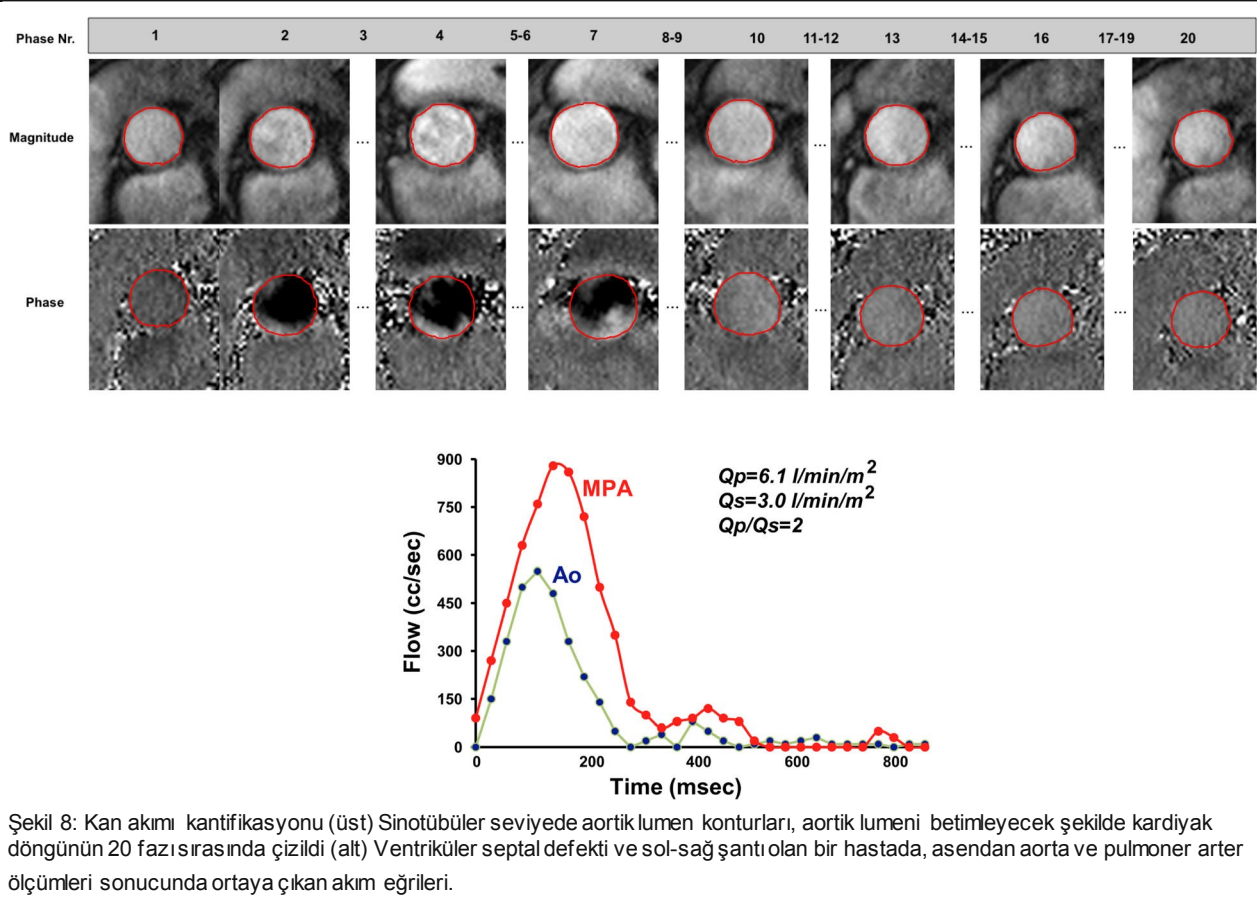
Kantitatif analiz

- a) Çalışma akışı:
 - i) **Through-plane** ölçümler gerekirse **in-plane** ölçümlerle desteklenebilir.
 - ii) Faz ve magnitüd görüntülerini yan yana gözden geçirin. Magnitüd ve faz görüntülerini uygun parlaklık ve kontrasta doğru pencereleyerek **ROI** sınırlarını keskinleştirin.
 - iii) Kalitenin yeterli olduğundan emin olmak için görüntüleri inceleyin. **VENC** aşılması olabilir veya çok yüksek **VENC** çok az kontrast elde edilmesine yol açabilir.
 - iv) Her faz ve magnitüd görüntüsünde ilgili damarın sınırlarını çizerek sadece damar lümenini dahil edin (Şekil 8); damar dışındaki gürültünün/artefaktların dahil olmadığından emin olun. Bunun magnitüd görüntülerinde doğru bir şekilde uygulandığını kontrol edin ve kodlanmış bilgileri içerenin faz görüntüleri olduğunu akılda tutun.
 - v) **Baseline-correction** düşünülebilir. Yardımcı program ve kesin yöntemler henüz belirlenmediği için yazı grubu şu anda bu kullanımla ilgili özel bir açıklama yapmaktan kaçınmaktadır.
 - vi) Doğrudan hesaplanan parametreler antegrad ve retrograd hacim, akım hızı, maksimum ve ortalama hızı içerir.



vii) Türetilmiş parametreler şunlardır:

- Net hacim [ml] = antegrad hacim - retrograd hacim
- Regurjitan fraksiyon [%] = (retrograd hacim / antegrad hacim) * 100.
- Kardiyak debi (litre/dk = (net hacim [ml] x kalp hızı [atım/dk])/1000) ve kalp indeksi (kardiyak debi/vücut yüzey alanı)
- Her iki akciğere bölgesel akım, her pulmoner arter dalında debi ölçerek (örneğin, sağ akciğere akım yüzdesi = sağ pulmoner arter akımı / sağ pulmoner arter akımı + sol pulmoner arter akımı) $\hat{A} \sim 100$).
- Atriyoventriküler kapakların yetersizlik hacimleri 2 yöntemden biri ile elde edilebilir: A) Kapak düzeyinde diyastolik akımın doğrudan ölçümü ve bunun ilişkili semilunar kapak düzeyindeki sistolik ileri akımdan çıkarılması veya B) sine CMR kullanarak ventriküler atım hacminin ölçülmesi ve bunun ilişkili semilunar kapak boyunca olan sistolik ileri akımdan çıkarılması.
- Kantitatif aort yetersizlik hacmi, büyük, genişlemiş bir aorta varlığında yanlış ölçülebilir. Alternatif olarak net pulmoner arter akımı veya bikaval dönüş toplamı aort kapağı seviyesindeki akımdan çıkarılabilir, belirgin aorto-pulmoner kollateral akım yok ise. (bronşiyal akımın ~ 5% olarak hafif bir artışa neden olacağını hesaba katarak) [79].



- Pulmoner arterde ve aort sinütübüler kavşakta akım ölçümleri ile elde edilen atım hacmine göre Q_p/Q_s hesaplanması ile kardiyak şantların tahmini mümkündür. Şantlar; şant üzerindeki akımın doğrudan ölçümü ile de kantifiye edilebilir.
- b) Dikkat edilmesi gereken noktalar:
 - i) Faz görüntülerinde, akım alanı magnitüd görüntülerinin alanından biraz daha geniş olabilir. Magnitüd görüntüleri değerlendirilirken dikkatli olunmalıdır – **ROI** boyutu adapte edilmelidir.
 - ii) Eğer **VENC** aşılırsa, bazı yazılım paketleri hız ölçeğinin "dinamik aralığını" **VENC**'in aşılmayacak şekilde ayarlanmasına izin verir. Örneğin, aorttaki maksimum hız 175 cm/s ise ve **VENC** 150 cm/s'de ayarlanmışsa dinamik aralık – 150 cm/s ile + 150 cm/s (yani 300 cm/s) arasındadır. Bu aralık, – 100 cm/s ve + 200 cm/s'ye taşınabilir. **VENC**'nin aşıldığı faz düzeltildikten sonra "**alias**" olmadığı (yanlış yöne gidiyor gibi görünmesi) hız grafiğinde görülecektir.
 - iii) Genel olarak, **ROI**'de **VENC**'yi aşan alan, kenarlarda değil, damarın merkezindedir; kenarlarında ise, genellikle (ama her zaman değil) damarın dışında demektir.
 - iv) Cihazların varlığında görüntüleme yapılıyorsa, artefakt olarak görünen sinyal kayıpları olabilir. Yorumlamaya dikkatli bir şekilde devam etmelidir [80].
 - v) En yüksek hızı ölçerken, bazı yazılım paketleri **ROI**'deki bir pikseldeki en yüksek hızı belirlerken, diğerleri **ROI**'deki birkaç bitişik pikselin ortalamasını en yüksek hız olarak alabilir. Gürültü varlığında, en yüksek hızı tek bir pikselden bildirmek ölçümü yanlış kılabilir. Bunu birkaç bitişik pikselin ortalaması olarak bildirirken de, gürültü daha az sorun olsa da, gerçek maksimum hız bildirilen değerden daha yüksek olabilir. Bu faktörler akılda tutularak yorumlamanın kullanılan ölçüm tekniğine uyarlanması gerekebilir.

- vi) Maksimum hızı damar boyunca **through-plane** hız haritalama kullanarak ölçmeye çalışırken, gerçek maksimum hız vena-kontrakta boyunca herhangi bir yerde olabileceği için yorumlama yapılırken bu yöntemin gerçek maksimum hız olduğundan az ölçülebileceği akılda tutulmalıdır. Vena-kontrakta dar veya vena-kontraktanın sınırları net değil ise, jet hız haritalama mümkün olmayabilir.
- vii) Maksimum hız, arka plandaki faz saçılmasından az etkilenir, ancak hacim ölçümleri **ROI** içinde daha çok alan içerilmesi ve zaman faktörlerinin kümülatif etkisi nedeniyle daha çok etkilenir. Damar dilatasyonu bu tip hatayı artırma eğilimindedir [81].
- viii) Görüntü düzleminin akış yönüne dik ayarlanması hacim akımını önemli ölçüde etkilemezken, maksimum hızı değerlendirme üzerinde önemli bir etkiye yol açabilir [78]. İnternal tutarlılık, ölçüm doğruluğunu değerlendirmek için kısmen kullanılabilir (örneğin; pulmoner ana arter dallarındaki akımların toplamı ana pulmoner arter akımına karşılık gelmelidir ve sine imajlardan alınan hacim ölçüleriyle hesaplanan atım hacmine eşit olmalıdır.)

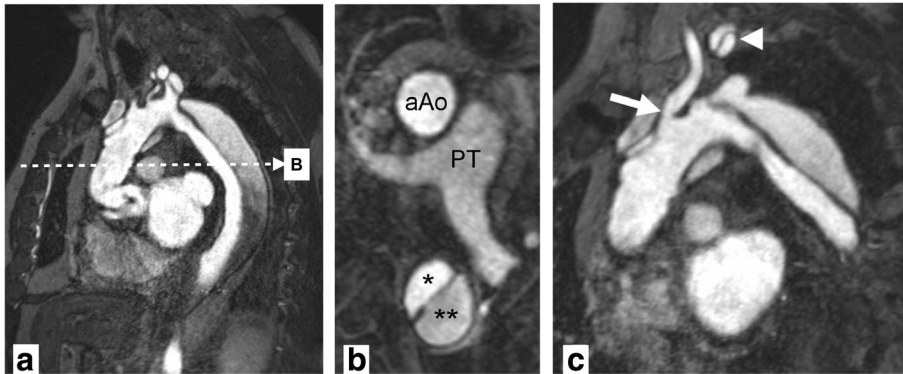
Araştırma araçları

- a) Gerçek zamanlı hız haritalama: Bu yaklaşıma en iyi yardımcı program ve analiz algoritması devam eden araştırmanın konusudur.

Torastik aort, pulmoner arterler ve venlerin anjiyografisinin analizi

Görsel analiz

- a) 3B verilerin ilk gözden geçirilmesi ve gösterim amaçları için MIP (Şekil 9). (Res. 9). İşlenen hacim (VR) teknikleri demonstrasyon amacıyla kullanılabilir, ancak nicel analizi için kullanılamaz.
- b) Aorta [82, 83]:
- Duvar kalınlığı: **bSSFP** veya turbo spin eko görüntülerini gözden geçir. **Chemical shift** gibi anatomiyi bozabilecek artefaktların bulunduğu alanlarda ölçüm yapmaktan kaçının.
 - Duvar düzensizlikleri: 3D-MRA kaynak görüntüleri ve bSSFP veya turbo spin eko görüntülerini gözden geçirin.
- c) Pulmoner arterler [84]:
- Duvara yapışık trombüs, emboli, duvar düzensizlikleri ve ani çap değişikliklerinin değerlendirilmesi için multiplanar double-oblique ve hedef MIP rekonstrüksiyonları
- d) Pulmoner venler [85]:
- Atipik insersiyon, küçük aksesuar damarlar ve osteal darlıklar için değerlendirin.
- e) Koroner arterler:
- Koroner MRA (Kontrastlı veya kontrastsız 3B tüm kalp MRA **bSSFP**) konjenital anomalilerin değerlendirmesinde rol oynayabilir [86], ancak genellikle iskemik kalp hastalığı tanısında değil. Çıkış yerleri, dallanma paterni ve koroner arter seyirleri en iyi kaynak görüntüleri, MPR veya hedef MIP rekonstrüksiyonları üzerinde değerlendirilir.

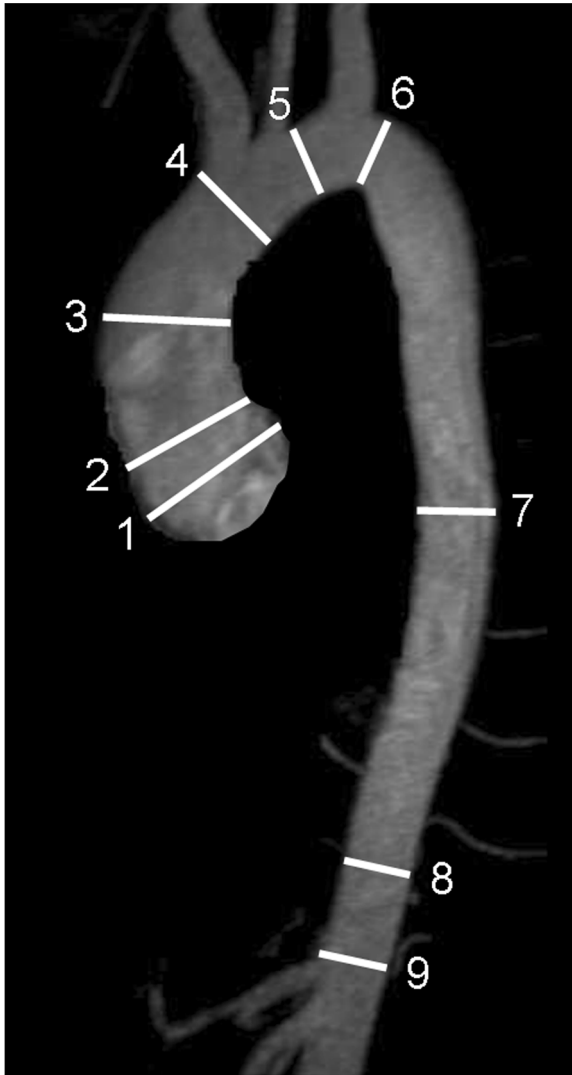


Şekil 9: Manyetik rezonans anjiyografi. Stanford A aortik disseksiyon, asendan aorta greft ile cerrahi tamiri sonrası. Panel a: kontrast injeksiyonu sonrası 3B **gradient recalled echo** sekansı kaynak görüntüsü. (b) Pulmoner trunkus (PT) seviyesinde normal perfüze olan asendan aorta greft (aAo) ve doğru (*) ve yanlış (**) lümen içeren desendan aorta içindeki disseksiyon (c) sol ana karotis arter çıkış noktasında daralma (ok) ve sol subklavyen artere doğru uzanan disseksiyon membran (kisa ok), her iki lümenin perfüzyonu ile

Kantitatif analiz

a) Aorta:

- i) Aort çapları standart seviyelerde damar merkez hattına dik olarak kaynak görüntülerin **double-oblique MPR** görüntülerinde ölçülür (Şekil 10) [87]. Oval şekilli damarlarda en uzun çap ve buna dik çap rapor edilmelidir. Lümen veya dış dış damar duvarı çapı ölçülebilir. Bu rapora anjiyografinin türü (kontrastlı veya kontrastsız) ile beraber eklenmelidir. Anevrizmalarda olduğu gibi dilatasyonlarda dış kontur ölçümü önerilirken, koarktasyon gibi darlık durumlarında iç kontur önerilir.



Şekil 10: Aorta, sinus Valsalva düzeyinde çapların standart raporlanması için anatomik referans noktalar (1), sinotubular kavşak (2), mid-asendan aorta (3), brakiosefalik trunkus öncesi (4), sol ana karotis ve sol subklavyen arterler arası (5) subklavyen arter distali (6), mid-desendan aorta (7), diyafram (8), abdominal aorta (çölyak trunkus üzeri) (9). (Adapted from [87])

- ii) Duvar kalınlaşması durumlarında, (trombus, intra-mural hematom), damar duvarı kalınlığını içerecek şekilde iç ve dış ölçümler gerekir.
- iii) Aort kökü ölçümleri EKG ile senkronize görüntüler gerektirir. Sinüs kısmının çapı damar merkezi hattına dik maksimum sinüs-sinüs arası ölçüm olarak kaydedilmelidir. Daha fazla ayrıntı ve normal değerler için bkz [82].
- iv) Standart yapılandırılmış çap tabloları olan raporlar, takip incelemelerinin raporlanmasında yararlıdır.

b) Pulmoner arter:

- i) Çaplar **double-oblique** görüntülerde pulmoner gövdenin yanı sıra sağ ve sol pulmoner arterlerin merkez hatlarına dik ölçülür. İç veya dış konturun ölçülüp ölçülmediği rapor edilmelidir. Oval şekilli damarlarda en uzun çap ve dik çapı rapor edilmelidir, sistol sırasında ölçüm önerilir. Alternatif olarak, kesit alanı ölçülebilir. Normal değerler için [84].

c) Pulmoner venler:

- i) Çap ölçümleri için, pulmoner venlerin **double-oblique MPR**'sinden merkeze dik ölçümler. Akım ölçümleri de dahil olmak üzere daha kapsamlı bir değerlendirme için [85].

Abbreviations

ACCF: American College of Cardiology Foundation; ACR: American College of Radiology; AHA: American Heart Association; ASE: American Society of Echocardiography; ASNC: American Society of Nuclear Cardiology; BSA: Body surface area; bSSFP: Balanced steady state free precession; CAD: Coronary artery disease; CMR: Cardiovascular magnetic resonance; DICOM: Digital imaging and communications in medicine; EACVI: European Association of Cardiovascular Imaging; ECG: Electrocardiogram; ECV: Extracellular volume; FWHM: Full width half maximum; HRS: Heart Rhythm Society; LA: Left atrium/ left atrial; LGE: Late Gadolinium enhancement; LV: Left ventricle; MIP: Maximum intensity projection; MPR: Multiplanar reconstruction; MRSA: Magnetic resonance angiography; NASCI: North American Society for Coronary Angiography and Intervention; PACS: Picture archiving and communications system; PSIR: Phase sensitive inversion recovery; ROI: Region of interest; RSNA: Radiological Society of North America; RV: Right ventricle/ right ventricular; SCAI: Society of Cardiac Angiography and Intervention; SCMR: Society for Cardiovascular Magnetic Resonance; SD: Standard deviation; SI: Signal intensity; STIR: Short-tau inversion recovery; TE: Echo time; TI: Inversion time; TR: Repetition time; TSE: Turbo spin echo; VENC: Velocity encoding; VR: Volume rendering

Acknowledgements

Scott D. Flamm: Dr. Flamm acknowledges institutional grant/research support from Siemens Healthineers and Philips Healthcare.

Mark A. Fogel: Two NIH RO1 grants, grant from Siemens to develop functional fetal cardiac MR, grant from Edwards Life Sciences - CMR Core lab for COMPASSION trial and Kereos - Medical Monitor for P19 imaging agent. Matthias G. Friedrich: Dr. Friedrich is partially funded by the Canadian Foundation for Innovation and the Fonds de Recherche Santé Québec. Christopher M. Kramer: Dr. Kramer acknowledges consultancy for Bayer. Dudley J. Pennell: This work was supported by the NIHR Cardiovascular Biomedical Research Unit of Royal Brompton & Harefield NHS Foundation Trust and Imperial College. Sven Plein: Dr. Plein acknowledges research support from Philips Healthcare. Eike Nagel: Dr. Nagel acknowledges financial support from the German Ministry of Education and Research and the Hesse Ministry of Arts and Science via the German Centre for Cardiovascular Research (DZHK). Grant support from Bayer Healthcare.

Authors' contributions

JSM wrote paragraphs, edited manuscript, corresponding author. DAB, JB, SDF, MAF, MGF, RJK, FvKB, CMK, DJP, SP and EN wrote paragraphs, edited manuscript. All authors read and approved the final manuscript.

Funding

not applicable

Availability of data and materials

not applicable

Ethics approval and consent to participate

not applicable

Consent for publication

not applicable

Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

Author details

¹Department of Cardiology and Nephrology, Working Group on Cardiovascular Magnetic Resonance, Experimental and Clinical Research Center, a joint cooperation between the Charité Medical Faculty and the Max-Delbrück Center for Molecular Medicine, and HELIOS Klinikum Berlin Buch, Schwanebecker Chaussee 50, 13125 Berlin, Germany. ²University of Wisconsin School of Medicine and Public Health, Madison, USA. ³Department of Radiology of the University Hospital Basel, Basel, Switzerland. ⁴Imaging, and Heart and Vascular Institutes, Cleveland Clinic, Cleveland, OH, USA. ⁵Department of Radiology, Children's Hospital of Philadelphia, University of Pennsylvania School of Medicine, Philadelphia, PA, USA. ⁶Departments of Medicine and Diagnostic Radiology, McGill University, Montreal, QC, Canada. ⁷Duke Cardiovascular Magnetic Resonance Center, and Departments of Medicine and Radiology, Duke University Medical Center, Durham, NC, USA. ⁸Department of Cardiology, Academic Teaching Hospital Agatharion of the Ludwig-Maximilians-University Munich, Haussham, Germany. ⁹Departments of Medicine and Radiology and the Cardiovascular Imaging Center, University of Virginia Health System, Charlottesville, VA, USA. ¹⁰Royal Brompton Hospital, and Imperial College, London, UK. ¹¹Leeds Institute for Genetics Health and Therapeutics & Leeds Multidisciplinary Cardiovascular Research Centre, University of Leeds, Leeds, UK. ¹²Institute for Experimental and Translational Cardiovascular Imaging, DZHK (German Centre for Cardiovascular Research) Centre for Cardiovascular Imaging, partner site RheinMain, University Hospital Frankfurt, Frankfurt am Main, Germany.

Received: 28 January 2020 Accepted: 17 February 2020

Published online: 12 March 2020

References

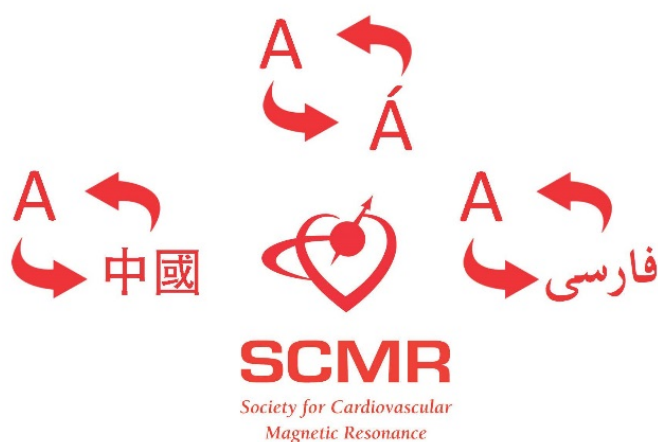
- Schulz-Menger J, Bluemke DA, Bremerich J, Flamm SD, Fogel MA, Friedrich MG, et al. Standardized image interpretation and post processing in cardiovascular magnetic resonance: Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) Board of Trustees Task Force on Standardized Post Processing. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013;15:35.
- Douglas PS, Hendel RC, Cummings JE, Dent JM, Hodgson JM, Hoffmann U, et al. ACCF/ACR/AHA/ASE/ASNC/HRS/NASCI/RSNA/SCAI/SCCT/SCMR 2008 health policy statement on structured reporting in cardiovascular imaging. *J Am Coll Cardiol*. 2009;53:76–90.
- Hundley WG, Bluemke D, Bogaert JG, Friedrich MG, Higgins CB, Lawson MA, et al. Society for Cardiovascular Magnetic Resonance guidelines for reporting cardiovascular magnetic resonance examinations. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2009;11:5.
- Kramer, C.M., Barkhausen, J., Bucciarelli-Ducci, C. et al. Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols: 2020 update. *J Cardiovasc Magn Reson* 22, 17 (2020). <https://doi.org/10.1186/s12968-020-00607-1>.
- Selvadurai BSN, Puntmann VO, Bluemke DA, Ferrari VA, Friedrich MG, Kramer CM, et al. Definition of left ventricular segments for cardiac magnetic resonance imaging. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2018;11:926–8.
- Riffel JH, Schmucker K, Andre F, Ochs M, Hirschberg K, Schaub E, et al. Cardiovascular magnetic resonance of cardiac morphology and function: impact of different strategies of contour drawing and indexing. *Clin Res Cardiol*. 2019;108(4):411–29. <https://doi.org/10.1007/s00392-018-1371-7>.
- Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Lasky WK, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart: a statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation*. 2002;105:539–42.
- Maceira AM, Prasad SK, Khan M, Pennell DJ. Normalized left ventricular systolic and diastolic function by steady state free precession cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2006;8:417–26.
- Hudsmith LE, Petersen SE, Francis JM, Robson MD, Neubauer S. Normal human left and right ventricular and left atrial dimensions using steady state free precession magnetic resonance imaging. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2005;7:775–82.
- Natori S, Lai S, Finn JP, Gomes AS, Hundley WG, Jerosch-Herold M, et al. Cardiovascular function in multi-ethnic study of atherosclerosis: normal values by age, sex, and ethnicity. *AJR Am J Roentgenol*. 2006;186:S357–65.
- Hamdan A, Kelle S, Schnackenburg B, Fleck E, Nagel E. Improved quantitative assessment of left ventricular volumes using TGrE approach after application of extracellular contrast agent at 3 Tesla. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2007;9:845–53.
- Silverman D, Manning W. The complete guide to echocardiography. Sudbury: Jones and Bartlett; 2012.
- Thiele H, Paetsch I, Schnackenburg B, Bornstedt A, Grebe O, Wellnhofer E, et al. Improved accuracy of quantitative assessment of left ventricular volume and ejection fraction by geometric models with steady-state free precession. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2002;4:327–39.
- Bloomer TN, Plein S, Radjenovic A, Higgins DM, Jones TR, Ridgway JP, et al. Cine MRI using steady state free precession in the radial long axis orientation is a fast accurate method for obtaining volumetric data of the left ventricle. *J Magn Reson Imaging*. 2001;14:685–92.
- Puntmann VO, Gebker R, Duckett S, Mirelis J, Schnackenburg B, Graefe M, et al. Left ventricular chamber dimensions and wall thickness by cardiovascular magnetic resonance: comparison with transthoracic echocardiography. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2013;14:240–6.
- Alfakih K, Plein S, Thiele H, Jones T, Ridgway JP, Sivananthan MJ. Normal human left and right ventricular dimensions for MRI as assessed by turbo gradient echo and steady-state free precession imaging sequences. *J Magn Reson Imaging*. 2003;17:323–9.
- Alfakih K, Plein S, Bloomer T, Jones T, Ridgway J, Sivananthan M. Comparison of right ventricular volume measurements between axial and short axis orientation using steady-state free precession magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging*. 2003;18:25–32.
- Clarke CJ, Gurka MJ, Norton PT, Kramer CM, Hoyer AW. Assessment of the accuracy and reproducibility of RV volume measurements by CMR in congenital heart disease. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2012;5:28–37.
- Manisty C, Ripley DP, Herrey AS, Captur G, Wong TC, Petersen SE, et al. Splenic switch-off: a tool to assess stress adequacy in adenosine perfusion cardiac MR imaging. *Radiology*. 2015;276:732–40.
- Shaw LJ, Berman DS, Picard MH, Friedrich MG, Kwong RY, Stone GW, et al. Comparative definitions for moderate-severe ischemia in stress nuclear, echocardiography, and magnetic resonance imaging. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2014;7:593–604.
- Di Bella EV, Parker DL, Sinusas AJ. On the dark rim artifact in dynamic contrast-enhanced MRI myocardial perfusion studies. *Magn Reson Med*. 2005;54:1295–9.

22. Thomson LE, Fieno DS, Abidov A, Slomka PJ, Hachamovitch R, Saouaf R, et al. Added value of rest to stress study for recognition of artifacts in perfusion cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2007;9:733–40.
23. Chung SY, Lee KY, Chun EJ, Lee WW, Park EK, Chang HJ, et al. Comparison of stress perfusion MRI and SPECT for detection of myocardial ischemia in patients with angiographically proven three-vessel coronary artery disease. *AJR Am J Roentgenol*. 2010;195:356–62.
24. Stanton T, Marwick TH. Assessment of subendocardial structure and function. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2010;3:867–75.
25. Panting JR, Gatehouse PD, Yang GZ, Grothues F, Firmin DN, Collins P, et al. Abnormal subendocardial perfusion in cardiac syndrome X detected by cardiovascular magnetic resonance imaging. *N Engl J Med*. 2002;346:1948–53.
26. Pilz G, Kloss M, Ali E, Hoefling B, Scheck R, Bernhardt P. Angiographic correlations of patients with small vessel disease diagnosed by adenosine-stress cardiac magnetic resonance imaging. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2008;10:8.
27. Kawecka-Jaszcz K, Czarnecka D, Olszanecka A, Klecha A, Kwicien-Sobstel A, Stolarz-Skrzypek K, et al. Myocardial perfusion in hypertensive patients with normal coronary angiograms. *J Hypertens*. 2008;26:1686–94.
28. Karamitsos TD, Ntusi NA, Francis JM, Holloway CJ, Myerson SG, Neubauer S. Feasibility and safety of high-dose adenosine perfusion cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2010;12:66.
29. Jerosch-Herold M. Quantification of myocardial perfusion by cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2010;12:57.
30. Schwitler J, DeMarco T, Kneifel S, von Schulthess GK, Jorg MC, Arheden H, et al. Magnetic resonance-based assessment of global coronary flow and flow reserve and its relation to left ventricular functional parameters: a comparison with positron emission tomography. *Circulation*. 2000;101:2696–702.
31. Kelle S, Graf K, Dreyse S, Schnackenburg B, Fleck E, Klein C. Evaluation of contrast wash-in and peak enhancement in adenosine first pass perfusion CMR in patients post bypass surgery. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2010;12:28.
32. Taylor AJ, Al-Saadi N, Abdel-Aty H, Schulz-Menger J, Messroghli DR, Friedrich MG. Detection of acutely impaired microvascular reperfusion after infarct angioplasty with magnetic resonance imaging. *Circulation*. 2004;109:2080–5.
33. Rieber J, Huber A, Erhard I, Mueller S, Schwyer M, Koenig A, et al. Cardiac magnetic resonance perfusion imaging for the functional assessment of coronary artery disease: a comparison with coronary angiography and fractional flow reserve. *Eur Heart J*. 2006;27:1465–71.
34. Nagel E, Klein C, Paetsch I, Hettwer S, Schnackenburg B, Wegscheider K, et al. Magnetic resonance perfusion measurements for the noninvasive detection of coronary artery disease. *Circulation*. 2003;108:432–7.
35. Klocke FJ, Simonetti OP, Judd RM, Kim RJ, Harris KR, Hedjbeli S, et al. Limits of detection of regional differences in vasodilated flow in viable myocardium by first-pass magnetic resonance perfusion imaging. *Circulation*. 2001;104:2412–6.
36. Mordini FE, Haddad T, Hsu LY, Kellman P, Lowrey TB, Aletras AH, et al. Diagnostic accuracy of stress perfusion CMR in comparison with quantitative coronary angiography: fully quantitative, semiquantitative, and qualitative assessment. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2014;7:14–22.
37. Sammut EC, Villa ADM, Di Giovine G, Dancy L, Bosio F, Gibbs T, et al. Prognostic value of quantitative stress perfusion cardiac magnetic resonance. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2018;11:686–94.
38. Ishida M, Schuster A, Morton G, Chiribiri A, Hussain S, Paul M, et al. Development of a universal dual-bolus injection scheme for the quantitative assessment of myocardial perfusion cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2011;13:28.
39. Kellman P, Hansen MS, Nielles-Vallespin S, Nickander J, Themudo R, Ugander M, et al. Myocardial perfusion cardiovascular magnetic resonance: optimized dual sequence and reconstruction for quantification. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2017;19:43.
40. Jerosch-Herold M, Wilke N, Wang Y, Gong GR, Mansoor AM, Huang H, et al. Direct comparison of an intravascular and an extracellular contrast agent for quantification of myocardial perfusion. *Cardiac MRI group*. *Int J Card Imaging*. 1999;15:453–64.
41. Brown LAE, Oncul SC, Broadbent DA, Johnson K, Fent GJ, Foley JRJ, et al. Fully automated, inline quantification of myocardial blood flow with cardiovascular magnetic resonance: repeatability of measurements in healthy subjects. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2018;20:48.
42. Jerosch-Herold M, Swingen C, Seetharamu RT. Myocardial blood flow quantification with MRI by model-independent deconvolution. *Med Phys*. 2002;29:886–97.
43. Hsu LY, Jacobs M, Benovoy M, Ta AD, Conn HM, Winkler S, et al. Diagnostic performance of fully automated pixel-wise quantitative myocardial perfusion imaging by cardiovascular magnetic resonance. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2018;11:697–707.
44. Kim RJ, Shah DJ, Judd RM. How we perform delayed enhancement imaging. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2003;5:505–14.
45. McCrohon JA, Moon JC, Prasad SK, McKenna WJ, Lorenz CH, Coats AJ, et al. Differentiation of heart failure related to dilated cardiomyopathy and coronary artery disease using gadolinium-enhanced cardiovascular magnetic resonance. *Circulation*. 2003;108:54–9.
46. Klem I, Heitner JF, Shah DJ, Sketch MH Jr, Behar V, Weinsaft J, et al. Improved detection of coronary artery disease by stress perfusion cardiovascular magnetic resonance with the use of delayed enhancement infarction imaging. *J Am Coll Cardiol*. 2006;47:1630–8.
47. Saremi F, Grizzard JD, Kim RJ. Optimizing cardiac MR imaging: practical remedies for artifacts. *Radiographics*. 2008;28:1161–87.
48. Kellman P, Arai AE, McVeigh ER, Aletras AH. Phase-sensitive inversion recovery for detecting myocardial infarction using gadolinium-delayed hyperenhancement. *Magn Reson Med*. 2002;47:372–83.
49. Weinsaft JW, Kim HW, Shah DJ, Klem I, Crowley AL, Brosnan R, et al. Detection of left ventricular thrombus by delayed-enhancement cardiovascular magnetic resonance prevalence and markers in patients with systolic dysfunction. *J Am Coll Cardiol*. 2008;52:148–57.
50. Bondarenko O, Beek AM, Hofman MB, Kuhl HP, Twisk JW, van Dockum WG, et al. Standardizing the definition of hyperenhancement in the quantitative assessment of infarct size and myocardial viability using delayed contrast-enhanced CMR. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2005;7:481–5.
51. Amado LC, Gerber BL, Gupta SN, Rettmann DW, Szarf G, Schock R, et al. Accurate and objective infarct sizing by contrast-enhanced magnetic resonance imaging in a canine myocardial infarction model. *J Am Coll Cardiol*. 2004;44:2383–9.
52. Hsu LY, Natanzon A, Kellman P, Hirsch GA, Aletras AH, Arai AE. Quantitative myocardial infarction on delayed enhancement MRI. Part I: animal validation of an automated feature analysis and combined thresholding infarct sizing algorithm. *J Magn Reson Imaging*. 2006;23:298–308.
53. Flett AS, Hasleton J, Cook C, Hausenloy D, Quarta G, Ariti C, et al. Evaluation of techniques for the quantification of myocardial scar of differing etiology using cardiac magnetic resonance. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2011;4:150–6.
54. Klem I, Heiberg E, Van Assche L, Parker MA, Kim HW, Grizzard JD, et al. Sources of variability in quantification of cardiovascular magnetic resonance infarct size - reproducibility among three core laboratories. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2017;19:62.
55. Vermes E, Childs H, Carbone I, Barckow P, Friedrich MG. Auto-threshold quantification of late gadolinium enhancement in patients with acute heart disease. *J Magn Reson Imaging*. 2013;37:382–90.
56. Kim HW, Farzaneh-Far A, Kim RJ. Cardiovascular magnetic resonance in patients with myocardial infarction: current and emerging applications. *J Am Coll Cardiol*. 2009;55:1–16.
57. Schmidt A, Azevedo CF, Cheng A, Gupta SN, Bluemke DA, Foo TK, et al. Infarct tissue heterogeneity by magnetic resonance imaging identifies enhanced cardiac arrhythmia susceptibility in patients with left ventricular dysfunction. *Circulation*. 2007;115:2006–14.
58. Yan AT, Shayne AJ, Brown KA, Gupta SN, Chan CW, Luu TM, et al. Characterization of the peri-infarct zone by contrast-enhanced cardiac magnetic resonance imaging is a powerful predictor of post-myocardial infarction mortality. *Circulation*. 2006;114:32–9.
59. Kim HW, Rehwald WG, Jenista ER, Wendell DC, Filev P, van Assche L, et al. Dark-blood delayed enhancement cardiac magnetic resonance of myocardial infarction. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2018;11:1758–69.
60. Kellman P, Xue H, Olivieri LJ, Cross RR, Grant EK, Fontana M, et al. Dark blood late enhancement imaging. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2016;18:77.
61. Francis R, Kellman P, Kotecha T, Baggiano A, Norrington K, Martinez-Naharro A, et al. Prospective comparison of novel dark blood late gadolinium enhancement with conventional bright blood imaging for the detection of scar. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2017;19:91.
62. Moon JC, Messroghli DR, Kellman P, Piechnik SK, Robson MD, Ugander M, et al. Myocardial T1 mapping and extracellular volume quantification: a Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) and CMR Working Group of the European Society of Cardiology consensus statement. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013;15:92.

63. Messroghli DR, Moon JC, Ferreira VM, Grosse-Wortmann L, He T, Kellman P, et al. Clinical recommendations for cardiovascular magnetic resonance mapping of T1, T2, T2* and extracellular volume: a consensus statement by the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) endorsed by the European Association for Cardiovascular Imaging (EACVI). *J Cardiovasc Magn Reson*. 2017;19:75.
64. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Schuler J, Doganguzel S, Dieringer MA, Rudolph A, Greiser A, et al. Detection and monitoring of acute myocarditis applying quantitative cardiovascular magnetic resonance. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2017;10(2). <https://doi.org/10.1161/CIRCIMAGING.116.005242>.
65. Treibel TA, Fontana M, Maestrini V, Castelletti S, Rosmini S, Simpson J, et al. Automatic measurement of the myocardial interstitium: synthetic extracellular volume quantification without hematocrit sampling. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2016;9:54–63.
66. Carbone I, Childs H, Aljizeeri A, Merchant N, Friedrich MG. Importance of reference muscle selection in quantitative signal intensity analysis of T2-weighted images of myocardial edema using a T2 ratio method. *Biomed Res Int*. 2015;2015:232649.
67. Friedrich MG, Sechtem U, Schulz-Menger J, Holmvang G, Alakija P, Cooper LT, et al. Cardiovascular magnetic resonance in myocarditis: a JACC white paper. *J Am Coll Cardiol*. 2009;53:1475–87.
68. He T, Gatehouse PD, Kirk P, Mohiaddin RH, Pennell DJ, Firmin DN. Myocardial T2* measurement in iron-overloaded thalassemia: an ex vivo study to investigate optimal methods of quantification. *Magn Reson Med*. 2008;60:350–6.
69. He T, Gatehouse PD, Smith GC, Mohiaddin RH, Pennell DJ, Firmin DN. Myocardial T2* measurements in iron-overloaded thalassemia: an in vivo study to investigate optimal methods of quantification. *Magn Reson Med*. 2008;60:1082–9.
70. He T, Gatehouse PD, Kirk P, Tanner MA, Smith GC, Keegan J, et al. Black-blood T2* technique for myocardial iron measurement in thalassemia. *J Magn Reson Imaging*. 2007;25:1205–9.
71. Anderson LJ, Holden S, Davis B, Prescott E, Charrier CC, Bunce NH, et al. Cardiovascular T2-star (T2*) magnetic resonance for the early diagnosis of myocardial iron overload. *Eur Heart J*. 2001;22:2171–9.
72. Carpenter JP, He T, Kirk P, Roughton M, Anderson LJ, de Noronha SV, et al. On T2* magnetic resonance and cardiac iron. *Circulation*. 2011;123:1519–28.
73. Kirk P, Roughton M, Porter JB, Walker JM, Tanner MA, Patel J, et al. Cardiac T2* magnetic resonance for prediction of cardiac complications in thalassemia major. *Circulation*. 2009;120:1961–8.
74. Dyverfeldt P, Bissell M, Barker AJ, Bolger AF, Carlhall CJ, Ebbers T, et al. 4D flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2015;17:72.
75. Mohiaddin RH, Kilner PJ, Rees S, Longmore DB. Magnetic resonance volume flow and jet velocity mapping in aortic coarctation. *J Am Coll Cardiol*. 1993; 22:1515–21.
76. Mohiaddin RH, Pennell DJ. MR blood flow measurement. Clinical application in the heart and circulation. *Cardiol Clin*. 1998;16:161–87.
77. Rebergen SA, van der Wal EE, Doornbos J, de Roos A. Magnetic resonance measurement of velocity and flow: technique, validation, and cardiovascular applications. *Am Heart J*. 1993;126:1439–56.
78. Lotz J, Meier C, Leppert A, Galanski M. Cardiovascular flow measurement with phase-contrast MR imaging: basic facts and implementation. *Radiographics*. 2002;22:651–71.
79. Iwamoto Y, Inage A, Tomlinson G, Lee KJ, Grosse-Wortmann L, Seed M, et al. Direct measurement of aortic regurgitation with phase-contrast magnetic resonance is inaccurate: proposal of an alternative method of quantification. *Pediatr Radiol*. 2014;44:1358–69.
80. Richau J, Dieringer MA, Traber J, von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Greiser A, Schwenke C, et al. Effects of heart valve prostheses on phase contrast flow measurements in cardiovascular magnetic resonance - a phantom study. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2017;19:5.
81. Gatehouse PD, Rolf MP, Graves MJ, Hofman MB, Totman J, Werner B, et al. Flow measurement by cardiovascular magnetic resonance: a multi-centre multi-vendor study of background phase offset errors that can compromise the accuracy of derived regurgitant or shunt flow measurements. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2010;12:5.
82. Kawel-Boehm N, Maceira A, Valsangiacomo-Buechel ER, Vogel-Claussen J, Turkbey EB, Williams R, et al. Normal values for cardiovascular magnetic resonance in adults and children. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2015;17:29.
83. Holloway BJ, Rosewarne D, Jones RG. Imaging of thoracic aortic disease. *Br J Radiol*. 2011;84(3):S338–54.
84. Burman ED, Keegan J, Kilner PJ. Pulmonary artery diameters, cross sectional areas and area changes measured by cine cardiovascular magnetic resonance in healthy volunteers. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2016;18:12.
85. Sella N, Yoo SJ, Grant B, Grosse-Wortmann L. How many versus how much: comprehensive haemodynamic evaluation of partial anomalous pulmonary venous connection by cardiac MRI. *Eur Radiol*. 2018;28:4598–606.
86. Angelini P, Cheong BY, Lenge De Rosen VV, Lopez A, Uribe C, Masso AH, et al. High-risk cardiovascular conditions in sports-related sudden death: prevalence in 5,169 schoolchildren screened via cardiac magnetic resonance. *Tex Heart Inst J*. 2018;45:205–13.
87. Hiratzka LF, Bakris GL, Beckman JA, Bersin RM, Carr VF, Casey DE Jr, et al. 2010 ACCF/AHA/AATS/ACR/ASA/SCA/SCAI/SIR/STS/SVM Guidelines for the diagnosis and management of patients with thoracic aortic disease. A report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines, American Association for Thoracic Surgery, American College of Radiology, American Stroke Association, Society of Cardiovascular Anesthesiologists, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society of Interventional Radiology, Society of Thoracic Surgeons, and Society for Vascular Medicine. *J Am Coll Cardiol*. 2010;55:e27–e129.

Publisher's Note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Translator (Çeviren):**Zehra İrem Sezer, MD****Dept. of Cardiology, Acıbadem University Hospital Atakent****Ahmet Demirkıran, MD****Dept. of Cardiology, Amsterdam University Medical Centers - Location VUmc****Reviewer (Kontrol eden):****Ahmet Demirkıran, MD****Dept. of Cardiology, Amsterdam University Medical Centers - Location VUmc****Translation Committee**

Kısaltmalar (metinde görüldüğü sıra ile)	İngilizce karşılığı	Türkçe karşılığı
KMR, MR	Cardiovascular magnetic resonance imaging, Magnetic resonance	Kardiyovasküler manyetik rezonans görüntüleme, Manyetik rezonans
SCMR	Society for Cardiovascular Magnetic Resonance	Kardiyovasküler Manyetik Rezonans Derneği
1.5-T, 3-T	1.5-Tesla, 3-Tesla	1.5-Tesla, 3-Tesla
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine	Tıpta dijital görüntüleme ve iletişim
PACS	Picture Archiving and Communication System	Görüntü arşiv ve iletişim sistemi
LGE	Late gadolinium enhancement	Geç gadolinium artışı (sekans ismi)
SI	Signal Intensity	Sinyal intensitesi
MPR	Multiplanar reconstruction	Multiplanar yeniden biçimlendirme
bSSFP	Balanced steady-state free precession	Sekans ismi
3D, 4D	3 dimensional, 4 dimensional	3 boyutlu, 4 boyutlu
MRA	Magnetic resonance angiography	Manyetik rezonans anjiyografi
LV, RV	Left ventricle, right ventricle	Sol ventrikül, sağ ventrikül
ROI	Region of interest	İlgilenilen bölge
PSIR	Phase sensitive inversion-recovery	Faz-duyarlı inversiyon-düzelme
GRE	Gradient-echo	Gradyan eko, sekans ismi
TI	Time to inversion	İnversiyon zamanı
VENC	Velocity encoding	Hız kodlama sensitivitesi
T1w, T2w	T1weighted, T2weighted	T1ağırlıklı, T2ağırlıklı