

Kardiyovasküler Magnetik Rezonans Yöntemi ve Klinik Anlamı

KARDİYOVASKÜLER MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME

Özet:

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG); ekzojen kontrast (gadolinium) kullanılarak ve kullanılmadan kardiyovasküler sistemin yüksek kaliteli hareketsiz ve sine görüntülerini sağlamak için hidrojen çekirdeğinin, radyo dalgalarının ve güçlü mıknatısların manyetik özelliklerini kullanır.

Kardiyovasküler MRG (KMR), kardiyotorasik anatominin üç boyutlu analizi, global ve bölgesel miyokardiyal fonksiyonun değerlendirilmesi ve canlılık görüntüleme ('geç gadolinium artışı' tekniği [LGE= Late gadolinium enhancement]) için **altın standart** bir yöntemdir.

Vazodilatör stres altında ilk geçiş perfüzyon görüntülemesini kullanan KMR, miyokard iskemisinin tanımlanması için yüksek tanısal doğruluğa sahiptir.

'T2 ağırlıklı' teknikler kullanılarak ödem görüntüleme, akut koroner sendromların ve miyokardiyal inflamasyonun tanımlanmasında faydalıdır.

Koroner arterlerin MR ile görüntülenmesi mümkündür ve özellikle koroner anomalilerin, damarların görselleştirilmesi için endikedir. Uzaysal ve zamansal çözünürlüğü bilgisayarlı tomografi (BT) veya geleneksel anjiyografiden daha düşüktür ve stenozların tanımlanması ve derecelendirilmesi bu yöntemle zordur.

Moleküler görüntüleme gelecekte anstabil plakların görüntülenmesini sağlayabilir. Yakın zamanda geliştirilen T1- ve T2-haritalama gibi yeni teknikler doku özelliklerinin kantitatif bir ölçüsünü sunuyor. KMR ayrıca birçok kardiyovasküler hastalık için önemli prognostik veriler sağlıyor.

KMR günümüzde gelişmiş bir kardiyovasküler görüntüleme hizmetinin önemli bir bileşenidir ve rolü büyümeye, gelişmeye devam etmektedir.

Kardiyovasküler manyetik rezonans görüntüleme, son iki dekada önemli teknik ilerlemeler kaydetmiştir. KMR taraması zamanla daha hızlı ve daha hasta dostu hale gelirken görüntü kalitesi daha da düzeltilmiştir. Modern bir KMR tarayıcı ile kardiyak anatomi, (sol ve sağ ventriküler) fonksiyon ve fibrozis çalışması, deneyimli bir operatör tarafından 30 dakika içinde gerçekleştirilebilir. Bu gelişmeler, klinik uygulamada KMR'nin özellikle miyokardiyal hastalıkların (fonksiyon ve yapısal) değerlendirmesinde yaygın olarak benimsenmesine yol açmıştır.

Kardiyak MR klinik kardiyolojiye Ne getirdi, Yeni olan ne?

Kardiyovasküler manyetik rezonans (KVMR) görüntüleme son on yılda daha da ilerlemiş, daha hızlı ve daha hasta dostu hale gelmiştir.

- Miyokardiyal ödemin değerlendirilmesi KVMR görüntüleme ile daha fazla düzelme göstermiş ve birçok merkezde günlük klinik uygulamada uygulanan sağlam, güvenilir bir teknik haline gelmiştir.
- Hâla araştırma aşamasında olsa da moleküler görüntüleme gelecekte anstabil koroner plakların spesifik olarak saptanmasını sağlayabilir.
- T1- ve T2-haritalama gibi yeni teknikler geliştirilmiş ve doku özelliklerinin kantitatif ölçümünü sağlamıştır.
- Genel olarak, kardiyovasküler manyetik rezonans, hızla genişleyen bir prognostik veri havuzu ile iskemik kalp hastalığında ve çeşitli iskemik olmayan kardiyomiyopatilerde büyüyen bir klinik role sahiptir.

Başlarken

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) tipik olarak hidrojen çekirdeğinin manyetik özelliklerine dayanır; ancak içindeki diğer çekirdekler de kullanılabilir¹.

- Bir MRG incelemesinde hasta, vücuttaki protonların hizalandığı güçlü bir manyetik alana yerleştirilir.
- Hastaya iletilen radyofrekans vurusu şeklindeki radyo dalgaları, protonların hizasının değişmesine neden olur (örn. 90°).
- Bu radyofrekans vurusu kapatıldığında, hastanın vücudundaki protonlar nötr pozisyonlarına döner, alıcı bobinler tarafından algılanan ve bir görüntü oluşturmak için kullanılan kendi zayıf radyo dalgası sinyallerini yayarlar.
- Geri dönen her radyo dalgası sinyalinin fazı ve amplitüdü, güçlü bilgisayarlar ve ek manyetik alan gradyanları kullanılarak belirlenebilir ve uyarılmış protonların konumunu haritalamak için kullanılırlar. Ortaya çıkan görüntü sadece proton yoğunluğunu değil, aynı zamanda protonların kendi yerel ortamlarında rezonansa girmelerinin son derece karmaşık şeklini de yansıtır.

Kardiyak Magnetik Rezonans, yüksek alanlı bir mıknatıs (son zamanlarda 3.0-T sistemleri giderek daha fazla kullanılmasına rağmen, tipik olarak 1.5 T); hızlı anahtarlanan (makas değiştirme [akım verme-kesme]) gradyan bobinleri, iletim ve sinyal alımı için bobinler dahil olmak üzere ileri teknoloji gerektirir.

Diğer görüntüleme teknikleri ile karşılaştırıldığında, MRG doku karakterizasyonunu gerçekleştirme konusunda benzersiz bir yeteneğe sahiptir. Görüntü kontrastı, proton yoğunluğundan ve farklı dokular için büyük ölçüde değişebilen T1 ve T2 relaksasyon sürelerinden etkilenir (*Bakınız aşağıda Relaksasyon süreleri Tablo 1*).

Görüntü kontrastını değiştirmenin başka bir yolu, radyofrekans vurularının çalınma/oyunma şeklini değiştirmektir (MR dizileri *Bakınız aşağıda KMRG dizileri Tablo 2*).

Bir MRG taraması sırasında, denekler ve operatörler iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmazlar ve güvenlik yönergelerine uyulursa MRG'nın bilinen hiçbir zararlı biyolojik yan etkisi yoktur.

Hasta işlemi gerçekleştirecek operatörün işlem öncesinde hatırlaması ve unutmaması gereken; Tarayıcı, ferromanyetik nesneleri çekerek onları hasta veya operatörün ciddi şekilde yaralanmasına ve ayrıca tarayıcıya zarar vermesine neden olabilecek kurşunlara/mermilere dönüştürür.

- Belirli tıbbi implantların ve cihazların (örn. kalp pilleri, defibrilatörler, koklear implantlar, serebrovasküler klipler) varlığı rutin MR taraması için bir kontrendikasyondur; fakat neredeyse tüm protez kalp kapakları, koroner ve vasküler stentler ve ortopedik implantlar 3-T* (veya daha az) MR ortamında güvendedir

* (T = Tesla = manyetik indüksiyonu ölçmek için birim [unit]. Metrekare başına bir weber'e eşit manyetik akış yoğunluğu birimi).

Tablo 1. MRG'de Relaksasyon Süreleri

Manyetik rezonans görüntülemede, ana manyetik alanın yönüne göre iki bağımsız relaksasyon süresi tanımlanır - boyuna relaksasyon ve enine relaksasyon (longitudinal ve transvers). Geleneksel olarak, bunlar 'T1' ve 'T2' relaksasyon süreleri olarak adlandırılır.

- Uzun T1 süreleri, ana manyetik alana paralel olarak daha yavaş relaksasyonu yansıtır; uzun T2 süreleri, transvers düzlemde daha yavaş relaksasyonu yansıtır. T1 değerleri tipik olarak T2 değerlerinden birkaç kat daha büyüktür.

T1 ve T2 süreleri, farklı dokular arasında önemli ölçüde farklılık gösterir ve bu farklılıklar, MRG'nin dikkate değer kontrast çözünürlüğünün çoğunun temelidir.

Yüksek su içeriğine sahip dokuların özellikle uzun T1 ve T2 süreleri vardır.

T1 ve T2 ağırlıklandırma

- T1 ağırlıklı görüntülerde, T1 süresi uzun olan alanlar düşük sinyal verir. Bu nedenle su bakımından zengin alanlar '**karanlık**' görünür.
- T2 ağırlıklı görüntülerde ise T2 süresi uzun olan alanlar yüksek sinyal verir. Su açısından zengin alanlar bu nedenle '**parlak**' görünür.

T2*, spin-spin etkileşimleri, manyetik alan homojensizlikleri ve duyarlılık etkileri nedeniyle sinyalin üstel bozulmasını tanımlayan bir zaman sabitidir. T2*, farklı eko sürelerine sahip birkaç T2 ağırlıklı görüntü elde edilerek ölçülür. Daha kısa relaksasyon süreleri (örn. Demir yüklenmesinden) artan eko zamanı ile miyokardiyal SI'da daha hızlı bir düşüşe neden olur ve bu düşüş hızı çizilebilir.

**Mikropartiküllerin spin (dönüş) manyetik momentleri arasındaki etkileşim. Rölatif bir etki, $1/c^2$ faktörünü içerir (c ışık hızıdır). Moleküllerde, spektrumların çoklu yapısı birçok durumda elektronların spin-spin (devir-dönüş) eşleşmesi tarafından belirlenir.*

- Klostrofobi, hastaların küçük bir yüzdesinde sorun olabilir ve hafif sedasyon genellikle hastaların bunun üstesinden gelmesine yardımcı olur.
- Son zamanlarda, Gadolinyum içeren kontrast ajanlar, Nefrojenik Sistemik Fibrozis adı verilen nadir bir sistemik bozukluğun gelişimi ile ilişkilendirilmiştir. Bu hastalığı geliştirme riski taşıyan hastalar: (a) Akut veya kronik ciddi böbrek yetmezliği (GFR <30 mL/dk/1.73m²) veya (b) hepatorenal sendrom nedeniyle veya perioperatif karaciğer transplantasyonu dönemindeki her şiddette akut böbrek fonksiyon bozukluğu olan hastalar². Bugüne kadar, diğer hasta gruplarının risk altında olduğuna dair bir kanıt yoktur.

Birçok MR merkezi, nefrojenik sistemik fibrozis insidansının sıfıra yakın olan, siklik bir şelata (ağır metalleri vücuttan uzaklaştıran) sıkıca bağlı Gadolinyum ajanları kullanıyor.

Bununla birlikte, acil hemodiyaliz nefrojenik sistemik fibrozise karşı koruma sağlayıp sağlamadığı bilinmemektedir.

- o *Dolayısı ile Gadolinyum dayanan kontrast maddelerin, kontrast artışı KMR kullanılarak aranan tanısal bilgi gerekli olmadığı ve kontrast-olmayan artırıcı KMR veya diğer görüntüleme modelleri mevcut olduğu sürece yüksek riskli hastalarda kullanımından kaçınılmalıdır.*

Kardiyovasküler MR Uygulamaları

Normal ve patolojik anatomi

Tarihsel olarak, KMR'nin ilk uygulaması kardiyotorasik anatominin üç boyutlu analiziydi. Mükemmel yumuşak doku kontrastı sağlaması ile KV anatomi, kişiselleştirilmiş çift oblik düzlemler dahil olmak üzere hemen hemen her görüntüleme düzleminde (koronal, transvers, sagittal) sanal olarak değerlendirilebilir. Sonraki, karmaşık konjenital kalp hastalığında özellikle değerli bir tanı yöntemidir. KVMR anevrizma, akut diseksiyon ve intramural kanama gibi torasik aort hastalıklarını saptamak için çok yüksek derecede duyarlılığa ve özgüllüğe sahiptir³. Ayrıca aort diseksiyonu sonuçlarının (örn. tromboz, aort yetmezliği, perikardiyal efüzyon) araştırılmasını da sağlar (Figür -1).

Göğüs radyografisinde veya ekokardiyografide saptanan göğüs kitleleri, bunların normal kalp ve göğüs yapıları ile anatomik ilişkisini ortaya koyabilen KMR'nin endikasyonlarıdır³. Bazı durumlarda, KMR bu tür kitlelerin doku karakterizasyonuna izin verir.

- o Bölgesel duvar hareket anormallliği, bölgesel duvar incilmesi ve ileri vakalarda fibroyağ infiltrasyonu ile karakterize aritmojenik sağ ventrikül kardiyomiyopatisinin teşhisinde KMR şu anda en doğru yöntemdir³.
- o Hipertrofik kardiyomiyopatide KMR, hipertrofi ve fibrozisin dağılımını ve yaygınlığını teşhis edebilir ve belirleyebilir⁴.
- o Talasemide miyokardiyal ve karaciğer aşırı demir yükü, miyokardiyal T2* ölçümü ile kantitatif olarak değerlendirilebilir.
- o KMR, restriktif kardiyomiyopatiyi konstriktif [perikardit-] kardiyomiyopatiden ayırmada da yararlıdır; konstriksiyon durumlarında anatomik görüntülerde kalınlaşmış perikard ve artan interventriküler bağımlılık nedeniyle septumun anormal hareketi, inspirasyon sırasında gerçek-zamanlı (anında) görüntüleme kullanılarak kolaylıkla fark edilebilir. Buna karşılık, restriktif

kardiyomiyopatisi olan bazı hastalarda (örn. amiloidoz, endomiyokardiyal fibroza bağlı), LGE (geç gadolinyum artışı)-KMR'de fibroz alanları gösterebilir.



Figür 1. Daha önce tip A aort diseksiyonu (çıkan aort interpozisyonel grefti) onarımı geçirmiş olan 75 yaşındaki bir erkekte izlem sürveyans taraması. Aort kökünde küçük bir rezidüel diseksiyon var. Kronik diseksiyon greftin distalinde, aortik kemer çevresinde ve abdominal inen aortada devam ediyor (Myerson S and Neubauer S, University of Oxford Centre for Clinical Magnetic Resonance Research.).

Tablo 2.

MRG Dizileri

Bir MRG dizisi, manyetik rezonans sinyali sağlayan bir dizi radyofrekans vurularından oluşur. Bunlar, sinyalin ve dolayısıyla görüntünün uzamsal kodlamasını sağlayan bir dizi alan gradyan vurusu ile serpiştirilir.

Spin-eko dizileri: Geleneksel olarak rutin MRG'nin 'gücü' olmuştur. 90° bir vuru 180° bir vuru ile takip edilir ve ikisi arasındaki gecikme eko süresine (T_E [Echo time]) yansır; işlem bir tekrar süresinden (T_R [T repetition time]) sonra tekrarlanır.

- Kısa T_R ve kısa T_E içeren bir spin-eko dizisi, uzun T_1 alanlarının düşük sinyal verdiği (yani '**siyah**') bir görüntü üretir.
- Uzun T_R ve uzun T_E değerlerinin kullanılması, uzun T_2 alanlarının yüksek sinyal (yani '**beyaz**') verdiği bir görüntü üretir.
- Uzun T_R ve kısa T_E değerleri, proton yoğunluğu ağırlıklı bir görüntü üretir.

Bir "**Temel kural**" olarak; T_1 - ağırlıklı ve proton- yoğunluğu ağırlıklı görüntüler, BT görüntülerine benzer olma eğilimindedir ve anatomik oryantasyon için özellikle yararlıdır. T_2 - ağırlıklı görüntüler artefaktlara daha duyarlı olabilir; fakat özellikle patolojik lezyonlara duyarlıdır. Kısmen yüksek su içeriğinin bir sonucu olarak, T_2 - ağırlıklı görüntülerde birçok hastalıklı alan '**parlak**' görünür.

Spin-eko dizilerinin sınırlamalarından biri, nispeten yavaş olabilmeleridir. Hızlı spin-eko dizileri, geleneksel spin-eko dizilerine benzer; ancak veriler daha hızlı toplanır. Aynı edinim süresi için görüntü kalitesi daha yüksektir; ancak artefakt sorunları daha kötü olabilir.

Gradyan-eko dizileri: Gradyan-eko dizilerinde, 180° vuru, manyetik alan gradyanlarının inversiyonu (tersine çevrilmesi) ile değiştirilir. Bu teknik genellikle geleneksel spin-echo'dan çok daha hızlıdır; ancak artefaktlara daha yatkın olabilir. T_1 -ağırlıklandırma ve T_2^* -ağırlıklandırma yapılabilir. Günümüzde kalp fonksiyonunu görüntülemek için yaygın olarak kullanılan bu tekniğin geliştirilmiş hali **SSPF** ('steadystatefreeprecession' [sabit durum serbest devinim]) olarak adlandırılır ve mevcut tüm MR dizileri arasında kalp boşluğundaki kan (beyaz) ve miyokard (koyu) arasında en yüksek kontrastı sağlar.

Ekoplanar görüntüleme: Ultra hızlı teknikler, özellikle ekoplanar görüntüleme giderek daha fazla kullanılmaktadır. Kısa görüntüleme süreleri sunarlar (ör. dilim başına 30-40 ms); ancak gelişmiş donanım gerektirirler.

Ters çevirme-kurtarma dizileri (Inversion-recoverysequences): Bir inversiyon-kurtarma dizisinde, 180° bir vuruyu, bir T_1 (Inversion time) aralığından sonra 90° bir vuru takip eder. Önemli bir varyant (**STIR*** dizisi), yağdan gelen sinyali bastırmak ve birçok hastalıklı dokudan gelen sinyali vurgulamak için kısa T_1 değerleri kullanır. Diğer bir önemli örnek, miyokardiyal canlılığı görüntülemek için kullanılan geç artırım dizisidir.

***STIR** (short T_1 inversionrecovery) dizisi- yağ sinyalinin sıfır olduğu inversiyon süresi, $T_1 \cdot T_{1\text{yağ}}$ olan bir yağ baskılama tekniğidir. Bu, 1.5 T'de yaklaşık 140 ms'ye eşittir. Yağdan gelen sinyali bastırmak için tasarlanan STIR dizisi, neoplastik ve inflamatuvar doku gibi uzun T_1 ve T_2 relaksasyon süreleriyle dokudan gelen sinyali de artırır.

Gezgin (Navigator) dizileri: Aksi takdirde görüntüyü bozacak hasta hareketlerinin düzeltilmesini sağlamak için görüntü dizisi sırasında ek bilgiler elde edilebilir. Bu yöntem grubunun kullanımı artık laboratuvarlardan daha yeni klinik makinelere geçiyor.

Normal kardiyak ve torasik yapılarla anatomik ilişkilerini ortaya çıkarabilen KMR endikasyonları³, bazı durumlarda, KMR bu tür kitlelerin doku karakterizasyonuna da izin verir. KMR bölgesel duvar hareket anormalliği, bölgesel duvar incilmesi ve ileri vakalarda fibroyağ infiltrasyonu ile karakterize aritmojenik sağ ventriküler kardiyomiyopati tanısı için şu anda en doğru yöntemdir³. Hipertrofik kardiyomiyopatide CMR, hipertrofi ve fibrozisin dağılımını ve yaygınlığını teşhis edebilir ve belirleyebilir⁴. Talasemide miyokardiyal ve karaciğer aşırı demir yükü, miyokardiyal T_2^* ölçümü ile nicel olarak değerlendirilebilir⁵. Kardiyak MR, restriktif kardiyomiyopati [-perikardit]'yi restriktif kardiyomiyopatiden ayırmada da yararlıdır; restriksiyon durumlarında, anatomik görüntülerde kalınlaşmış perikard ve artan interventriküler bağımlılık nedeniyle septumun anormal hareketi, inspirasyon sırasında gerçek zamanlı (anında) görüntüleme kullanılarak kolaylıkla fark edilebilir. Buna karşılık, restriktif kardiyomiyopatisi olan bazı hastalar (örn. amiloidoz, endomiyokardiyalfibroz nedeniyle), LGE (geç gadolinyum artışı)-CKR'de fibroz alanları gösterebilir.

Miyokardiyal fonksiyon ve kütle

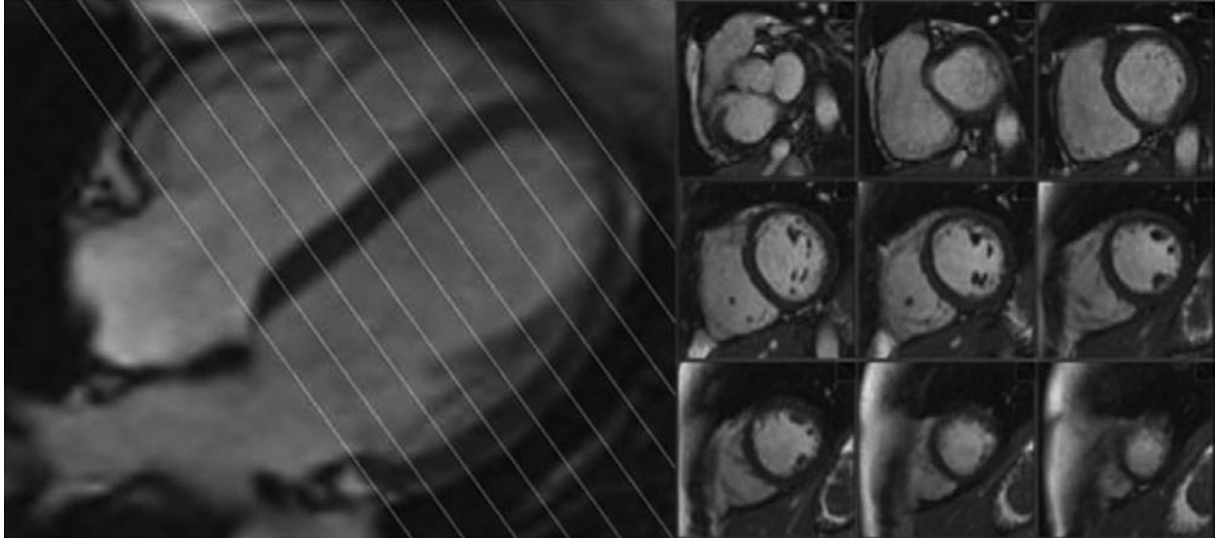
KMR günümüzde miyokardiyal kütle ve fonksiyonun nicelleştirilmesi('quantification') için kabul edilen altın standarttır⁶.

SSFP teknikleri kullanılarak, kalp siklusunun tüm fazları (sine-MRI) sırasında çift açılı kısa eksenli sine görüntüleri elde edilebilir. Her dilimin planimetrisi ve dilim hacimlerinin toplamı, yüksek tekrarlanabilirlikle sistolik ve diyastolik sol ve sağ ventrikül hacimleri, atım hacimleri, ejeksiyon fraksiyonu ve miyokard kütlelerinin kesin olarak belirlenmesine izin verir (**Figür -2**).

Bu özellikle, M modu ve iki boyutlu ekokardiyografik ölçümlerin (SV simetrisini varsayan) geçersiz olduğu simetrisini kaybetmiş deforme kalpleri olan hastalarda önemlidir (örn. miyokard enfarktüsü sonrası, MI).

Daha yüksek tekrarlanabilirlik nedeniyle, kardiyak hacimler ve kütlelerin uzunlamasına klinik araştırma çalışmalarında ekokardiyografi yerine KMR kullanılması, hasta grubu büyüklüğünde birkaç kat daha fazla azalmanın saptandığını düşündürür.

Bölgesel miyokard fonksiyonunun analizi, hem istirahat hem de farmakolojik stres sırasında, tipik olarak dobutamin kullanılarak yapılabilir. Dobutamin-stres CMR, daha kaliteli görüntüler üretir ve bu nedenle koroner arter hastalığını saptamak için özellikle akustik pencereleri zor olan hastalarda dobutamin-stres ekokardiyografiden daha yüksek bir duyarlılığa ve özgüllüğe sahiptir. Yeni CMR teknikleri (örn. etiketleme, doku faz haritalama), bölgesel doku kontraktilesinin analizine izin verir; ancak bu yöntemlerin klinik önemi henüz gösterilmemiştir.



Figür 2. Sol ve sağ ventrikülü tabandan tepeye kadar kapsayan birden çok bitişik kısa eksenli SSFP sinelerinden alınan diyastol sonu durağan görüntüler. Diyastol sonu yatay uzun eksen sine görüntüsünün (soldaki resim) hareketsiz çerçevesi üzerinde işaretlenen kısa eksen dilimlerinin konumuna dikkat edin (Karamitsos T and Neubauer S, University of Oxford Centre for Clinical Magnetic Resonance Research.).

Miyokardiyal perfüzyon

Bölgesel miyokard perfüzyonu bir MRG kontrast maddesinin (gadolinium-DTPA) intravenöz bolus enjeksiyonundan sonra "ilk geçiş" görüntüleme kullanılarak ölçülebilir. Sıralı çok dilimli hızlı gradyan-eko KMR ['sequential multi-slice fast gradient-echo CMR'] (**Figür 3**) kullanılarak, kalp boşluklarından ve miyokard dokusundan kontrast maddenin geçişi izlenebilir. Bu tür bir dizi görüntüden bölgesel zaman yoğunluk eğrileri çıkarılabilir.

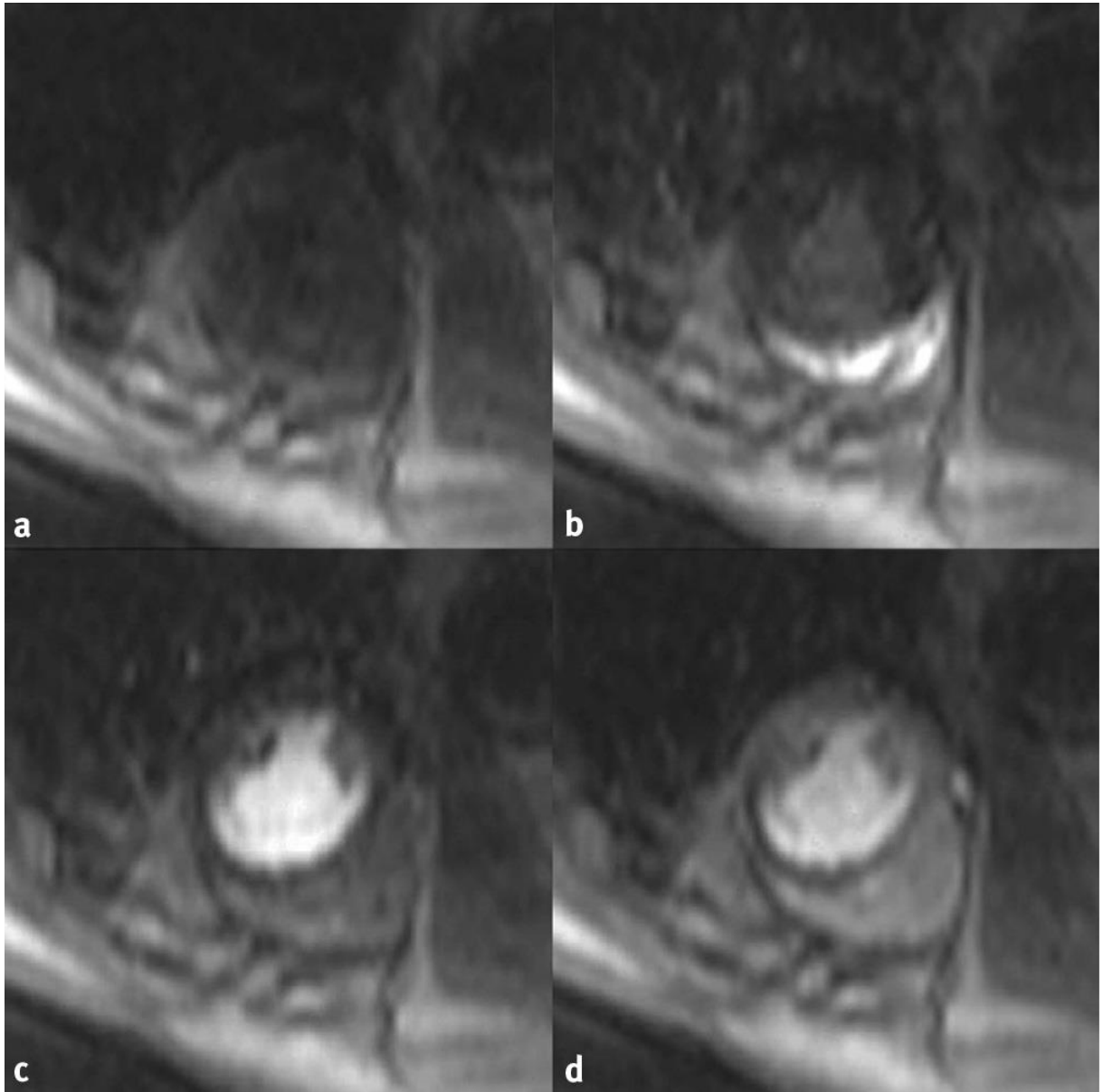
- Farmakolojik vazodilatasyon (adenosin veya dipiridamol ile), normal koroner arterlerin bulunduğu miyokardiyal alanlarda kan akışını üç kat ile beş kat artırırken, stenotik koroner arterlerin etkilediği alanlarda hiçbir değişiklik bulunmaz (veya çok az bulunur). Bu nedenle, bu alanlara kontrast girişi gecikeceğinden komşu normal miyokard ile karşılaştırıldığında hipointens [az yoğun] (koyu) görünürler (**Figür 3**).

Çok sayıda klinik çalışmada, stres-perfüzyon KMR'nin uygulanabilirliği, güvenliği ve tanısal doğruluğu değerlendirilmiştir. Yakın zamanda yapılan bir meta-analiz (2125 hasta); altın standart olarak kantitatif koroner anjiyografi ile karşılaştırıldığında, vazodilatör stres altında ilk-geçiş perfüzyon KMR'si koroner arter hastalığını mükemmel duyarlılık (%89) ve çok iyi özgüllük (%80) ile teşhis edebildiğini göstermiştir⁷.

CE-MARC çalışması, stres-perfüzyon KMR'nin tanısal doğruluğunu SPECT (single photon emission computed tomography) ile karşılaştırdı ve her iki tekniğin de benzer özgüllüğe sahip olduğunu fakat KMR'nin iskemiyi saptamak için sintigrafiden daha duyarlı olduğunu gösterdi⁸.

KMR-perfüzyon tekniklerinin nükleer tekniklerden (en azından bir büyüklük sırasına göre) daha yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olduğu ve bunların miyokardiyal perfüzyonun transmural yönünü incelemek için kullanılabileceği belirtilmelidir.

Bununla birlikte, bu daha yüksek çözünürlük, nükleer görüntülemeye görülmeyen çok küçük perfüzyon kusurlarını gösterebilse de, bunun klinik sonuçları ve önemi henüz belirlenmemiştir.



Figür 3. LAD (left anterior descending coronary) darlığı olan bir hastada bolus geçişi ve adenoazin vazodilatasyonu sırasında manyetik rezonans perfüzyon görüntüleri; gradyan-eko FLASH (Fastsingle-shotgradientecho) manyetik rezonans perfüzyon dizisi.. a- Kontrast

(gadolinium-DTPA) gelmeden önce; b- Sağ ventrikülde kontrast; c- sol ventrikülde kontrast; d- anteroseptal duvarda gecikmiş kontrast alımı, perfüzyon açığını gösteriyor
(Selvanayagam J and Neubauer S, University of Oxford Centre for Clinical Magnetic Resonance Research.).

Miyokardiyal canlılık

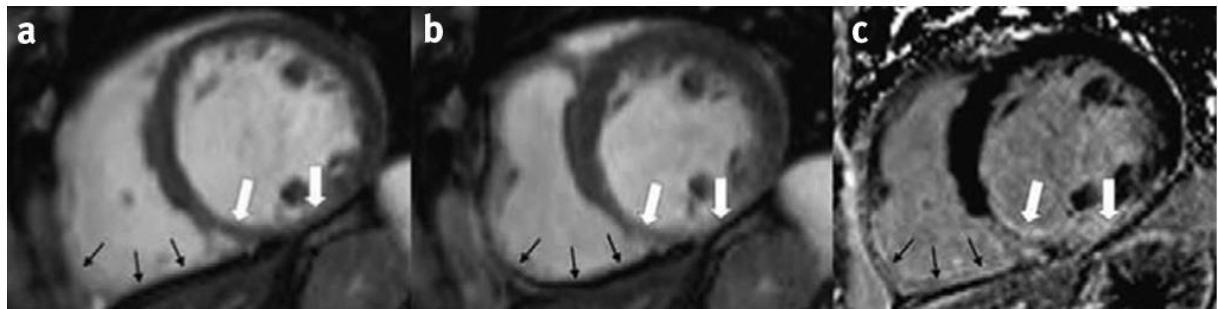
Gadolinium bazlı kontrast maddeleri (geç gadolinium artışı =LGE [Late gadolinium enhancement] tekniği) kullanılarak miyokardiyal canlılığın belirlenmesi, kardiyojide KMR kullanımında devrim yaratmıştır.

- Gadolinium uygulamasından 5-10 dakika sonra elde edilen inversiyon-kurtarma (inversion recovery) T1- ağırlıklı dizilerde (*Bakınız yukarıda MRG dizileri Tablo 2*), normal ve canlı (hiberne, 'stunned' sersemlemiş) miyokardın düşük sinyal gösterdiği durumlarda, canlı- olmayan miyokard (nebde teşekkül etmiş veya geri döndürülemez şekilde hasarlanmış) yüksek sinyal yoğunluğu gösterir. (*Figür 4*). LGE tekniği kapsamlı histopatolojik doğrulamadan geçmiştir⁹.
- LGE- KMR'nin üstün uzaysal çözünürlüğü, SPECT¹⁰ gibi daha düşük uzaysal çözünürlük teknikleriyle gözden kaçabilecek küçük subendokardiyal enfarktüslerin bile saptanmasına olanak tanır.

Birkaç çalışma, miyokard enfarktüsünün transmural yayılımı ile revaskülarizasyondan sonra segmenter kontraktıl fonksiyonun düzelmesi arasında ters bir ilişki olduğunu göstermiştir^{11,12}.

- Uygulamada, %50'den fazla nebde izi gösteren segmentler yaşayamaz olarak kabul edilirken, yalnızca subendokardiyal artırı (<%50) olan segmentlerin yüksek bir fonksiyonel düzelme olasılığı vardır.
- İskemik olmayan birçok kardiomyopatik süreç için oldukça spesifik fibrozis ve nebdeleşme şekilleri de tanımlanmıştır (*Figür 5*).
- Sonuç olarak, LGE tekniği neredeyse her tarama protokolünün önemli bir parçasıdır ve değerli tanısal ve patofizyolojik (hatta histolojik) bilgiler sağlar¹³.

KMR, ekokardiyografiye benzer bir şekilde düşük- doz dobutamin protokolü kullanarak miyokardiyal canlılığı da değerlendirebilir; ancak pratikte bu nadiren gerekir. Hidrojen yerine fosfor-31 (yüksek enerjili fosfatlar-ATP ve fosfokreatin) veya sodyum-23'ü (doku sodyum içeriği) saptayan MR spektroskopisi, kontrast maddeye ihtiyaç duymadan canlılık konusunda içsel kontrast (metabolik bilgi) sağlayabilir. Bununla birlikte, hidrojen olmayan yöntemlerin uzaysal çözünürlüğü, klinik olarak anlamlı kabul edilmeden önce büyük ölçüde düzeltilmelidir.



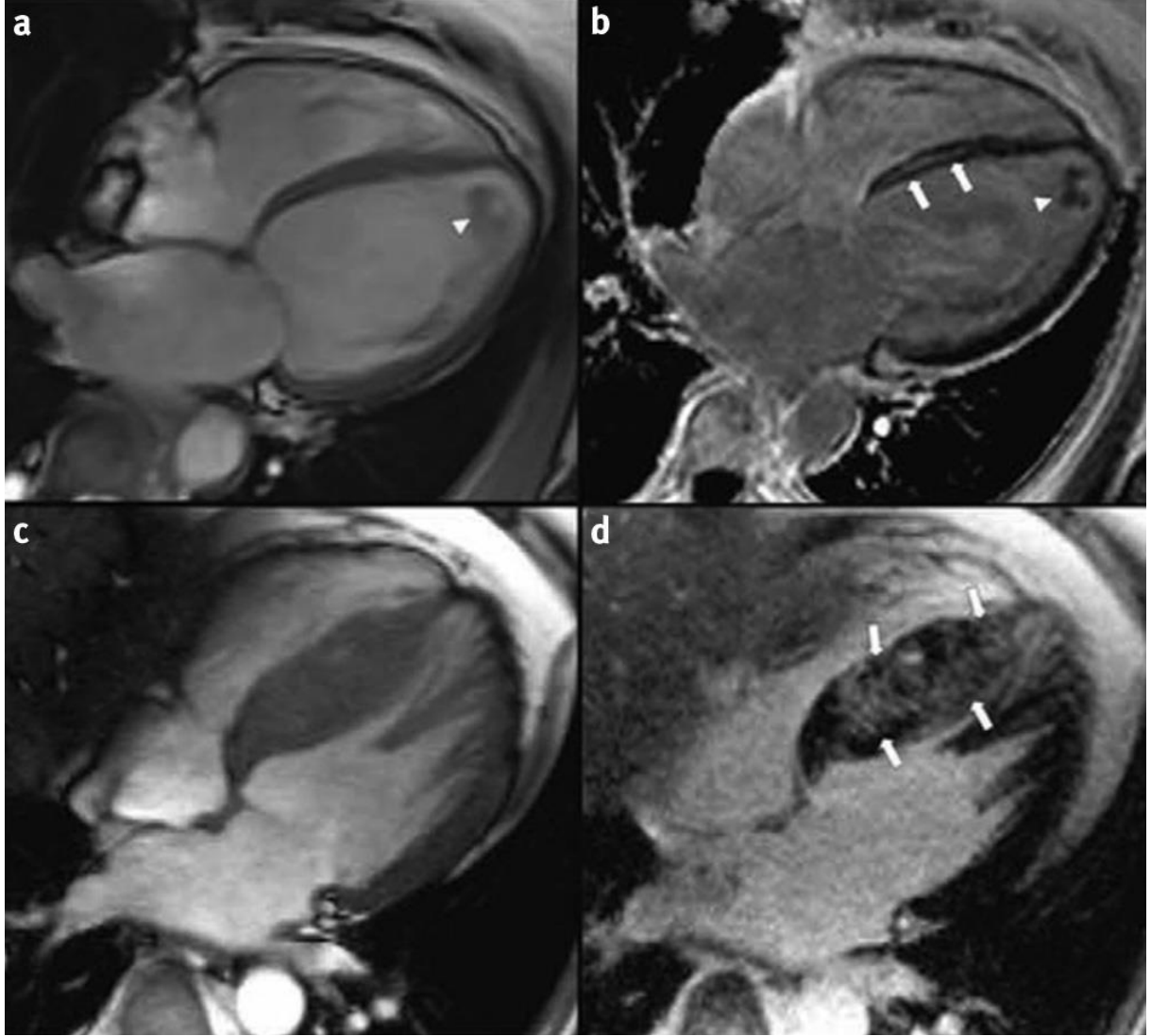
Figür 4. Daha önce inferiyor miyokard enfarktüsü geçirmiş 65 yaşında bir hasta canlılık görüntülemesi için sevk edildi. Paneller a- (kısa eksen sinesinden diyastol sonu sabit çerçeve) ve b- (sistol sonu çerçeve) inferiyor septumda ve sol ventrikül duvarında (beyaz blok oklar) inceltmiş akinezi alanlarını göstermektedir. Panel c - SV alt duvarını ve alt septumu (beyaz blok oklar) içeren tam kalınlıkta enfarktüs gösteren, karşılık gelen geç gadolinium artışı görüntüsüdür (Karamitsos T and Neubauer S, University of Oxford Centre for Clinical Magnetic Resonance Research.).

Miyokardiyal ödem

Çeşitli teknik gelişmeler, primer olarak, öncelikle akut koroner sendromlar ve miyokardit olmak üzere miyokardiyal ödem ve inflamasyonun kalitatif veya yarı kantitatif tespiti için T2- ağırlıklı KMR'nin geniş klinik kullanımını mümkün kılmıştır¹⁴.

- Bununla birlikte, geleneksel T2- ağırlıklı tekniklerin iyi bilinen sınırlamaları vardır;¹⁵ bunların en önemlisi uzak miyokard veya iskelet kasında 'normal' bir referans ilgi alanına duyulan ihtiyaçtır; ancak bu referans alanlarının da etkilendiği sistemik süreçler yanlış negatif sonuçlara yol açabilir.

Bu kısıtlamaların üstesinden gelmek için yeni kantitatif T2- ve T1-haritalama teknikleri geliştirilmiştir.



Figür 5. Dilate (a ve b) ve hipertrofik kardiyomiyopati (c ve d) örneği. Sol paneller hala yatay uzun eksenli sine'lerin diyastol sonu çerçeveleridir. Sağ paneller, geç gadolinyum artış görüntüleridir. Dilatekardiyomiyopatisi olan hasta için, septumda orta duvardaki aşırı artışlı çizgilerine (beyaz oklar) ve apikal trombüsün (beyaz ok başı) varlığına dikkat edin (Karamitsos T and Neubauer S, University of Oxford Centre for Clinical Magnetic Resonance Research).

Koroner arterler

Faz kontrast veya uçuş süresi (ime-of-flight)* yöntemleri kullanılarak, yalnızca akımın mevcut olduğu yapıları gösteren görüntüler elde edilebilir (**MR anjiyografi**).

* **Uçuş Süresi ilkesi (ToF)**, bir sinyalin emisyonu bir nesne tarafından yansıtıldıktan sonra sensöre dönüşü arasındaki zaman farkına dayalı olarak, bir sensör ile bir nesne arasındaki mesafeyi ölçmek için kullanılan bir yöntemdir.

Periferik arterler için bu teknik mükemmel, klinik olarak anlamlı bir çözünürlük elde eder; ancak koroner damarların KMR'si, küçük boyutları (4 mm'ye kadar) ve sürekli karmaşık hareketlerinden dolayı teknik bir zorluk olmaya devam etmektedir.

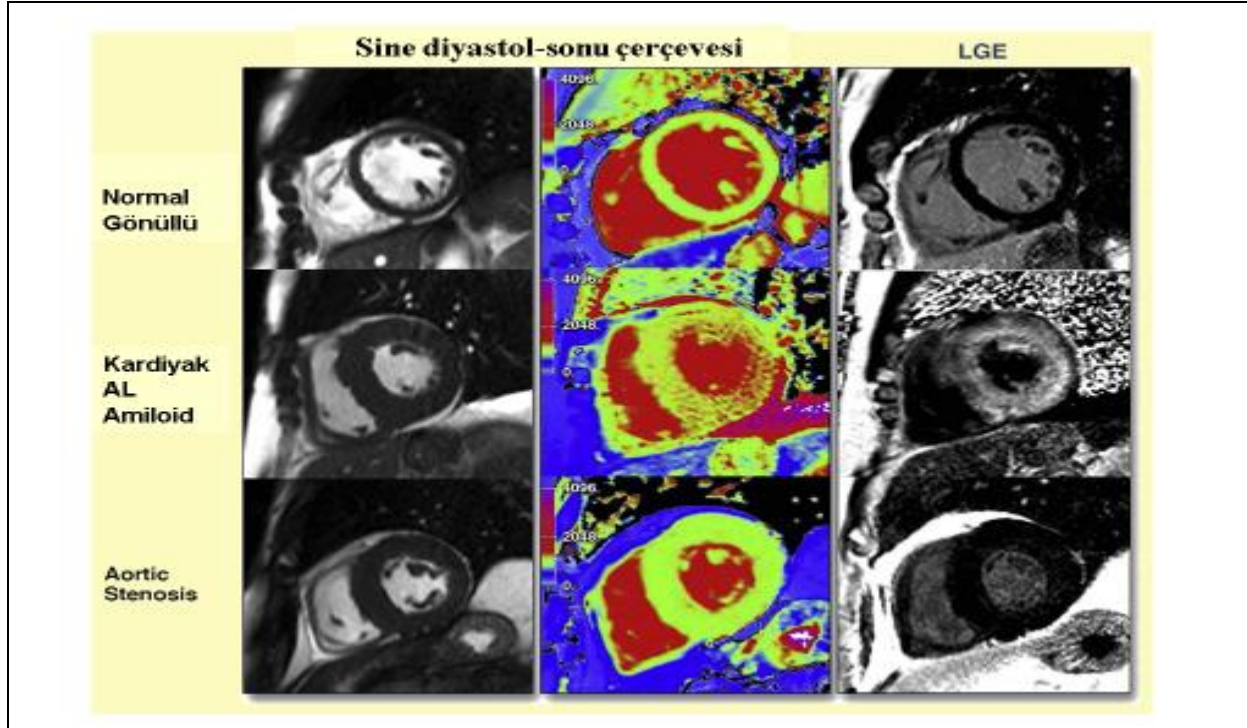
- Hızlı, akışa duyarlı gradyan-eko dizileri, yaklaşık 700 μm^2 maksimum düzlem içi çözünürlükle, nefes tutma veya yön bulma teknikleri kullanılarak koroner arter anomalilerinin görüntülenmesine olanak tanır.

Koroner arter anomalilerinin tanısında MR koroner anjiyografi kullanılabilir¹⁶. Ancak, düşük uzaysal çözünürlük nedeniyle koroner stenoz için duyarlılığı sadece %60-90'dır. Daha ileri gelişmeler (paralel edinim, gradyan performansı, intravasküler kontrast ajanlar, daha yüksek alanlı mıknatıslar gelecekte BT benzeri kalitede yüksek çözünürlüklü MR koroner anjiyografinin geliştirilmesine olanak sağlayabilir. Uzun vadede, koroner MRG'nin en önemli yönü, yöntemin T1- ağırlıklı, T2- ağırlıklı ve dönüş (spin)-yoğunluğu ağırlıklı dizileri kullanarak koroner arter duvarının incelenmesine izin vermesi olabilir. Bu, koroner plak yükünün belirlenmesine ve nihayetinde plakların stabil veya anstabil olarak nitelendirilmesine izin verebilir. Uzamsal çözünürlük şu anda bu uygulama için yetersizdir; ancak teknik ilerlemeyle birlikte koroner plak rüptürü riski taşıyan hastaları belirlemek mümkün hale gelebilir. Anstabil plak bileşenlerine spesifik olarak bağlanan moleküler kontrast ajanları, uzaysal çözünürlük sınırlı kalsa bile gelecekte bunun için bir çözüm sağlayabilir¹⁷.

T1- ve T2 –Haritalama Teknikleri

T1- ve T2-haritalama, her piksele sırasıyla bir T1 veya T2 değeri atanabilmesi için farklı T1- veya T2- ağırlıklılarıyla elde edilen bir dizi görüntüden oluşturulan parametrik haritaları ifade eder¹⁸. Bu haritalar, kantitatif görsel yorumlamayı sağlamak için renk skalaları kullanılarak görüntülenebilir¹⁹. Her doku tipi, belirli bir alan kuvvetinde normal T1- ve T2-relaksasyon zamanlarının karakteristik bir aralığını sergiler, bundan sapma hastalığın göstergesi olabilir. Miyokardiyal T1-haritalama yöntemleri doğal (yani gadolinyum bazlı kontrast ajanlar kullanılmadan) ve ayrıca kontrast sonrası T1 ölçümleri için kullanılır. Hematokrit ile kombinasyon halinde bunlar, hücre dışı volüm fraksiyonunun (ECV[extracellular volume fraction]) miktarının belirlenmesini sağlar¹⁸.

- Miyokardda yüksek T1 süreleri ve hücre dışı volümü: Miyokard infarktüsü¹⁹, miyokardit²⁰, hipertrofik ve dilate kardiyomiyopati²¹, kardiyak amiloidoz (Figür 6), sistemik hastalıklarda²² kardiyak tutulum ve AS'li hastalarda yaygın fibrozis dahil olmak üzere yaygın olarak karşılaşılan bir dizi kardiyak tutulumda bildirilmiştir²³.
- Doğal miyokardiyal T1 değerleri su - protein etkileşimleri, yağ veya demir içeriği ile düşürülebilir; bu nedenle Anderson-Fabry hastalığını²⁴, kardiyak kitlelerdeki yağı ve miyokardiyal siderozu karakterize eden bir tanı aracı olarak da kullanılabilir.
- T2- haritalama, akut Mİ, miyokardit, takotsubo kardiyomiyopati ve kalp nakli reddi dahil olmak üzere çeşitli kardiyak patolojilerde ödemli miyokard bölgelerini tespit edebilir²⁵.



Figür 6. Sine'den kardiyak manyetik rezonans diyastol sonu çerçevesi (sol panel). Normal gönüllüde, aort stenozu hastasında ve kardiyak amiloid hastasında ShMOLLI (sequence is ModifiedLook-LockerImaging) kontrastsız T1 haritası (orta panel) ve geç gadolinyum geliştirme (LGE) görüntüleri (sağ panel). Normal kontrol (955 ms) ve aort stenozu ve SV hipertrofisi (998 ms) ile karşılaştırıldığında kardiyak amiloid hastasında (renk skalasının kırmızı aralığı içinde 1.170 ms) belirgin şekilde yükselmiş miyokardiyal T1 süresine dikkat edin [(JACC CardiovascImaging, 6(4), KaramitsosTD, Piechnik SK, Banypersad SM, et al., Noncontrast t1 mapping for the diagnosis of cardiac amyloidosis, 488e97., 2013)].

Pratik noktalar

- Kardiyovasküler manyetik rezonans görüntüleme artık kardiyak anatomi, fonksiyon ve canlılığın değerlendirilmesi için altın standart teknik olarak kabul edilmektedir.
- Kardiyak MR ile kardiyak anatomi, fonksiyon ve canlılık (enfarktüs görüntüleme) çalışması 30 dakikadan daha kısa bir sürede gerçekleştirilebilir.
- KMR ile ilk geçiş perfüzyon görüntülemesi, enfarktüs görüntüleme ile birlikte revaskülarizasyon stratejilerinin planlanması için önemli bilgiler sağlayan perfüzyon anormalliklerinin varlığının ve kapsamının değerlendirilmesine olanak tanır.
- Ödem görüntüleme, akut koroner sendromları veya akut miyokarditi olan hastalarda faydalı bilgiler sağlar.
- Koroner görüntüleme CMR ile yapılabilir; ancak stenozların tanımlanması ve derecelendirilmesi zor olmaya devam etmektedir.

KAYNAKLAR

Temel kaynak: Karamitsos T, Neubauer S. Cardiovascular magnetic resonance imaging. Medicine 42:8 2014.
 1 Karamitsos TD, Francis JM, Myerson S, et al. The role of cardiovascular magnetic resonance imaging in heart failure. J Am Coll Cardiol 2009; 54: 1407e24.
 2 Kribben A, Witzke O, Hillen U, et al. Nephrogenic systemic fibrosis: pathogenesis, diagnosis, and therapy. J Am Coll Cardiol 2009; 53:1621e8.

- 3 Jain A, Tandri H, Calkins H, et al. Role of cardiovascular magnetic resonance imaging in arrhythmogenic right ventricular dysplasia. *J Cardiovasc Magn Reson* 2008; 10: 32.
 - 4 Rickers C, Wilke NM, Jerosch-Herold M, et al. Utility of cardiac magnetic resonance imaging in the diagnosis of hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation* 2005; 112: 855e61.
 - 5 Anderson LJ, Holden S, Davis B, et al. Cardiovascular T2-star (T2*) magnetic resonance for the early diagnosis of myocardial iron overload. *Eur Heart J* 2001; 22: 2171e9.
 - 6 Karamitsos TD, Hudsmith LE, Selvanayagam JB, et al. Operator induced variability in left ventricular measurements with cardiovascular magnetic resonance is improved after training. *J Cardiovasc Magn Reson* 2007; 9: 777e83.
 - 7 Hamon M, Fau G, Nee G, et al. Meta-analysis of the diagnostic performance of stress perfusion cardiovascular magnetic resonance for detection of coronary artery disease. *J Cardiovasc Magn Reson* 2010; 12: 29.
 - 8 Greenwood JP, Maredia N, Younger JF, et al. Cardiovascular magnetic resonance and single-photon emission computed tomography for diagnosis of coronary heart disease (CE-MARC): a prospective trial. *Lancet* 2012; 379: 453e60.
 - 9 Kim RJ, Fieno DS, Parrish TB, et al. Relationship of MRI delayed contrast enhancement to irreversible injury, infarct size, and contractile function. *Circulation* 1999; 100: 1992e2002.
 - 10 Wagner A, Mahrholdt H, Holly TA, et al. Contrast-enhanced MRI and routine single-photon emission computed tomography (SPECT) perfusion imaging for detection of subendocardial myocardial infarcts: An imaging study. *Lancet* 2003; 361: 374e9.
 - 11 Kim RJ, Wu E, Rafael A, et al. The use of contrast-enhanced magnetic resonance imaging to identify reversible myocardial dysfunction. *N Engl J Med* 2000; 343: 1445e53.
 - 12 Selvanayagam JB, Kardos A, Francis JM, et al. Value of delayed enhancement cardiovascular magnetic resonance imaging in predicting myocardial viability after surgical revascularization. *Circulation* 2004; 110: 1535e41.
 - 13 Kramer CM, Barkhausen J, Flamm SD, et al. Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols, society for cardiovascular magnetic resonance: board of trustees task force on standardized protocols. *J Cardiovasc Magn Reson* 2008; 10: 35.
 - 14 Karamitsos TD, Neubauer S. The prognostic value of late gadolinium enhancement CMR in nonischemic cardiomyopathies. *Curr Cardiol Rep* 2013; 15: 326.
 - 15 Eitel I, Friedrich MG. T2-weighted cardiovascular magnetic resonance in acute cardiac disease. *J Cardiovasc Magn Reson* 2011; 13: 13.
 - 16 Bluemke DA, Achenbach S, Budoff M, et al. Noninvasive coronary artery imaging: magnetic resonance angiography and multidetector computed tomography angiography: a scientific statement from the American heart association committee on cardiovascular imaging and intervention of the council on cardiovascular radiology and intervention, and the councils on clinical cardiology and cardiovascular disease in the young. *Circulation* 2008; 118: 586e606.
 - 17 Choudhury RP, Fisher EA. Molecular imaging in atherosclerosis, thrombosis, and vascular inflammation. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 2009; 29: 983e91.
 - 18 Moon JC, Messroghli DR, Kellman P, 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.
 - 19 Ferreira V, Piechnik S, Dall'Armellina E, et al. Non-contrast T1-mapping detects acute myocardial edema with high diagnostic accuracy: a comparison to T2-weighted cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson* 2012; 14: 42.
 - 20 Ferreira V, Piechnik S, Dall'Armellina E, et al. T1-mapping for the diagnosis of acute myocarditis using cardiovascular magnetic resonance: a comparison to T2-weighted and late gadolinium enhanced imaging. *J Am Coll Cardiol Img* 2013; 6: 1048e58.
 - 21 Dass S, Suttie JJ, Piechnik SK, et al. Myocardial tissue characterization using magnetic resonance noncontrast T1 mapping in hypertrophic and dilated cardiomyopathy. *Circ Cardiovasc Imaging* 2012; 5: 726e33.
 - 22 Karamitsos TD, Piechnik SK, Banypersad SM, et al. Noncontrast T1 mapping for the diagnosis of cardiac amyloidosis. *JACC Cardiovasc Imaging* 2013; 6: 488e97.
 - 23 Bull S, White SK, Piechnik SK, et al. Human non-contrast T1 values and correlation with histology in diffuse fibrosis. *Heart* 2013; 99: 932e7.
 - 24 Sado DM, White SK, Piechnik SK, et al. Identification and assessment of Anderson-Fabry disease by cardiovascular magnetic resonance noncontrast myocardial T1 mapping. *Circ Cardiovasc Imaging* 2013; 6: 392e8.
 - 25 Salerno M, Kramer CM. Advances in parametric mapping with CMR imaging. *JACC Cardiovasc Imaging* 2013; 6: 806e2.
-

