


İleri Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Yöntemleri

Cemile Ayşe Görmeli 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Standart kardiyak MRG sekansları dışında, ileri kardiyak uygulamaların tanı, tedavi ve takip açısından önemi
- Kardiyak perfüzyon MRG tekniği ve endikasyonları
- Miyokardiyal doku karakterizasyonunda haritalama teknikleri
- 4D akım MRG kullanım alanları

Görmeli CA. İleri Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Yöntemleri. Trd Sem 2018; 6: 142-151.

Giriş

Kardiyak manyetik rezonans görüntüleme (MRG) miyokardiyal fonksiyon değerlendirme, miyokardiyal kütle ölçümleri ve skar tespiti için standart yöntem olarak kabul edilmiştir. Ayrıca miyokardiyal ödem, demir yükü analizi ve yaygın miyokardiyal fibrozisin değerlendirilmesi dahil olmak üzere detaylı doku karakterizasyonu sağlamada diğer görüntüleme yöntemlerine kıyasla benzersiz özelliklere sahiptir. Yeni kılavuzlarda, uygun tanısal kullanım kriterleri arasında konjenital kalp hastalıkları ve kalp yetmezliği değerlendirmesi için de yeni kardiyak MRG endikasyonları eklenmiştir [1]. Görüntü edinimi ve rekonstrüksiyonu ile ilgili yeni araştırmalar; kardiyak anatomi, fonksiyonel değerlendirme ve akım değerlendirme için daha hızlı ve yüksek çözünürlüklü görüntüleme tekniklerine yönelmiştir [2]. Standart kardiyak MRG sekansları dışında, ileri kardiyak uygulamalarda tanı, tedavi ve takip açısından önemli ve tamamlayıcı bir yere

sahiptir. Perfüzyon MRG, T1-T2-T2* haritalama yöntemleri, ekstrasellüler volüm fraksiyonu (ECV) değerlendirmesi, 4 boyutlu (4D) akım değerlendirme gibi MRG teknikleri artık klinik pratikte yer bulmakta ve kullanım sıklığı artmaktadır. Bu bölümde ileri kardiyak MRG yöntemlerinin gözden geçirilmesi ve uygulama alanlarının değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Kardiyak Perfüzyon MRG

Koroner arter hastalığı (KAH) için tanı ve tedavi stratejilerinde önemli iyileşmeler kaydedilmesine rağmen, hala dünya genelinde morbidite ve mortalitenin önde gelen nedenlerinden biridir. Koroner arterdeki belirgin stenoz, miyokardiyal iskemiye yol açar. Koroner stenozunda tedavi, hastanın semptomları ve miyokard iskemisinin derecesi ile ilişkili olarak semptomların hafifletilmesini sağlama amaçlı ve miyokard enfarktüsünü (MI), sol ventrikül disfonksiyonunu, malign aritmileri ve kardiyak ölümleri önlemeye yönelik olarak yapılır. Tek

Koç Üniversitesi Hastanesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

✉ Cemile Ayşe Görmeli • ayseyazici@yahoo.com

foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (SPECT), pozitron emisyonlu bilgisayarlı tomografi (PET) ve kardiyak bilgisayarlı tomografi perfüzyon görüntüleme yöntemleri miyokardiyal perfüzyonu değerlendirme yöntemidir. Bununla birlikte, SPECT, PET ve kardiyak bilgisayarlı tomografi radyasyon maruziyetine neden olurken; kardiyak MRG, KAH varlığını değerlendirmek için giderek yaygınlaşan, noninvasiv bir görüntüleme yöntemidir [3].

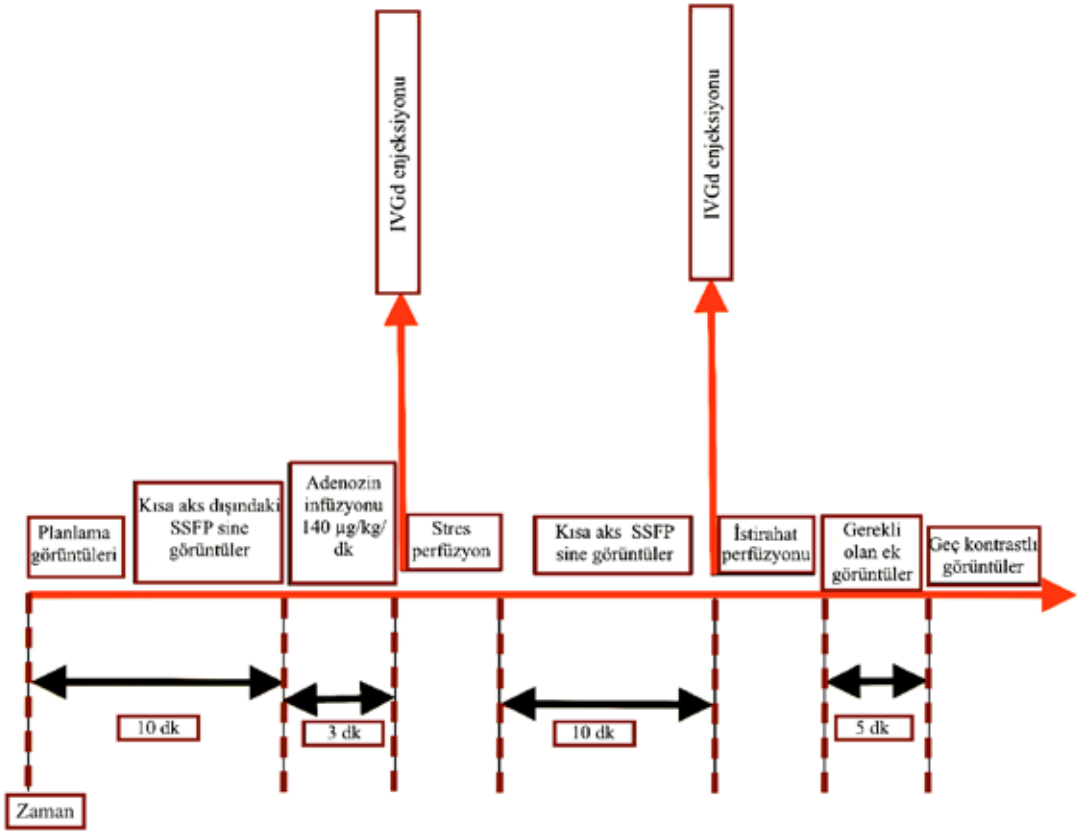
Son zamanlarda MRG cihazı üreticilerinin donanım ve yazılım alanında sağladıkları geliştirmeler sayesinde, önemli ölçüde artırılmış sinyal gürültü oranına ve uzaysal ve zamansal çözünürlüğe sahip kardiyak görüntüler edinme imkanı doğmuştur. MRG ile, kardiyak ilk geçiş perfüzyon görüntülemesi, KAH şüphesi olan hastaların değerlendirilmesi için SPECT ile miyokard perfüzyon görüntülemesine çekici bir alternatif olarak ortaya çıkmıştır. İstirahat ve stres perfüzyonunun değerlendirilmesiyle miyokardiyal iskemi ve yüksek doğrulukta enfarktüs alanı belirlenebilir. Kardiyak perfüzyon MRG'de imajlar, vazodilatatör stres sırasında, bir ekstrasvasküler ve ekstraselüler ajan olan gadolinyum bazlı kontrast maddenin (IVGd) miyokardan ilk geçişinin görüntülenmesi ile elde edilir [1,4]. IVGd'un paramagnetik etkisi nedeniyle, lokal manyetik alan değişir ve yakındaki su protonlarının relaksasyon oranını artırır. İyi perfüze edilen dokular, T1 ağırlıklı görüntülerde artmış sinyal gösterir. Perfüzyon görüntülemesi için uygulanan düşük doz IVGd ile T2 ve T2* etkileri ortaya çıkmayacağından perfüze dokulardaki parlak sinyal etkilenmez [5,6]. Normal miyokarda göre daha az perfüze olan bölgeler, IVGd'un daha düşük tutulum gösterdiği düşük konsantrasyona sahip alanlardır. Bu alanlar görüntü serilerinde hipointens perfüzyon defektleri olarak görülür [4]. İlk geçiş perfüzyon görüntülemesi iskemi ve enfarktüsün tanımlanması için vazodilatatör stres testinin bir parçası olarak (stres ve dinlenme fazı görüntüleri ile) gerçekleştirilir (Şekil 1).

Bunun dışında akut MI durumunda mikrovasküler dolaşımın değerlendirilmesi için istirahat durumunda elde edilen kardiyak per-

füzyon MRG kullanılabilir [3]. Mikrovasküler obstrüksiyon (MVO) sonucu yeterli kan akımı olmayan alanlar kontrast maddenin geçişindeki gecikme sonucu, düşük sinyal intensitesinde görüntülenir. IVGd'un ilk geçişi sonrası, erken evrede (1-3 dakika) MVO bulguları görüntülenirken geç kontrastlı görüntülerde (10-20 dk) enfarkt gelişmiş alanda sinyal artışı saptanması, iskemik canlı doku ile enfarkt alanının ayrımında önemli bilgiler sağlar [7,8].

Stres Perfüzyon

Klinik pratikte en sık kullanılan vazodilatör stres ajanı 140 µg/kg/dakika dozda yaklaşık 3 dakika boyunca uygulanan intravenöz adenozindir. Adenozinin, güçlü vazodilatasyon etkisi yanında kısa yarılanma ömrü (4-10 saniye) ve çok daha az yan etkiye neden olması tercih edilme sebepleri arasında sayılabilir. Ancak adenozin dışında dipiridamol veya regadenoson kullanılan merkezler de bulunmaktadır [9]. Yaklaşık 3 dakikalık adenozin infüzyonu sonrası IVGd ile ilk geçiş perfüzyon MRG çekimi yapılır. Perfüzyon MRG için gerekli sekanslar gradient eko (GRE), hibrit gradient eko-planar görüntüleme (EPI) veya 'steady state free precession' (SSFP) tekniği ile oluşturulan EKG kapılı T1-ağırlıklı görüntüler kullanılarak elde edilir. Amerikan Kalp Birliği 16-segment modeline karşılık gelen sol ventrikülün 3 kısa aks (bazal, orta ve apikal) düzeyinden imajlar alınır [10,11]. Adenozin infüzyonunun bitişinden 10 dakika sonra dinlenme fazı için IVGd ile ilk geçiş perfüzyon MRG çekimi tekrarlanır. **Vazodilatatör ajan ile stres perfüzyon görüntülemesindeki ana prensip, lümeninde anlamlı stenoz (>%50) bulunan koroner arter tarafından beslenen miyokard segmentlerinde, stres fazında akımın azalmasıdır [12]. İlk geçiş perfüzyon incelemesi, miyokardın artmış beslenme ihtiyacı ile bölgeye ulaşan kan miktarı arasındaki uyumsuzluğu göstermesi açısından, invaziv koroner arter anjiyografide saptanamayacak anormallikleri de ortaya çıkarabilir [13,14].** Dinlenme perfüzyon görüntülemesinden 5 dakika sonra,



Sekil 1. Stres perfüzyon MRG aşamaları şematize edilmiştir.

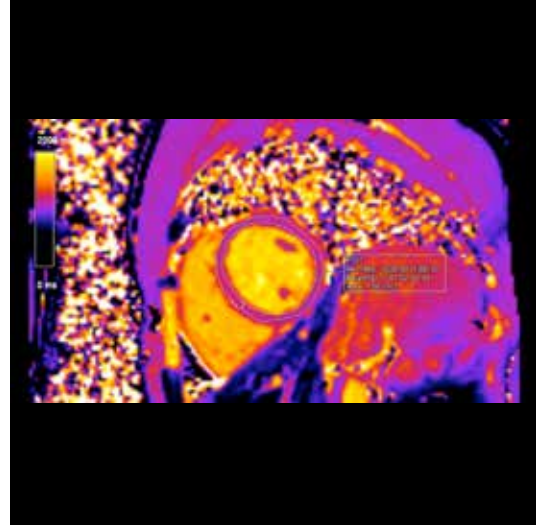
miyokardın sinyalsiz olduğu optimal noktada yapılan T1 ağırlıklı inversion recovery (IR) GRE sekansında geç kontrastlı görüntüler alınarak kardiyal perfüzyon MRG tamamlanır.

Klinik pratikte, perfüzyon MRG'nin kullanımında bir artış gözlemlenmesine rağmen, hala birçok merkezde kardiyak MRG alanında spesifik çalışan uzmanların azlığı nedeniyle uygulamada sınırlılıklar mevcuttur. Fakat daha fazla veri yayınlandıkça ve MRG tekniğinde gelişmeler kaydedildikçe daha fazla görüntüleme uzmanı bu alana yönelmeye başlamaktadır. Güncel çalışmalar, orta ve

yüksek riskli hastalarda ilerideki majör kardiyovasküler olay riskini tahmin etmede kardiyak perfüzyon MRG'nin yüksek prognostik kapasitesini göstermiştir. Akut miyokard infarktüsünde istirahat perfüzyonu ile MVO gösterilebilir, bu da miyokardın fonksiyonel yetersizlikle iyileşmesinin ve hasta için kötü prognozun göstergesidir. İleride, MVO'un kardiyak MRG ile gösterilebileceğini ortaya koyacak ek çalışmalarla, akut MI sonrası istirahat perfüzyon analizinin önemli bir prognostik araç haline gelebileceği düşünülmektedir [3,11].

Doku Karakterizasyonunda İleri Kardiyak MRG

1990'lı yılların sonlarında geç faz kontrastlı (LGE) görüntülerin kullanılmaya başlanması ve 'phase-sensitive inversion recovery' (PSIR) sekansın geliştirilmesiyle kardiyak MRG için ileriye doğru büyük bir adım atılmıştır. İlk çalışmalar iskemik kalp hastalığına odaklanmış olmakla birlikte, dilate ve hipertrofik kardiyomiyopati gibi diğer miyokardiyal tutulum gösteren hastalıklara sahip hastalarda da bilgi sağladığı görülmüştür [15]. LGE görüntüler, makroskopik fibrozisin tanımlanmasına izin verir. Fakat normal miyokarda ait referans bölgeler olmadığından, miyokarddaki diffüz değişikliklerle ilgili bilgi verememektedir. Güncel yayınlardaki histopatolojik kanıtlar ışığında, diffüz miyokardiyal tutulum gösterdiği kanıtlanan birçok kardiyak patolojide LGE tekniği yetersiz kalır. Geliştirilen paralel görüntüleme yöntemleri miyokarddaki intrinsek T1, T2 ve T2* manyetik relaksasyon özelliklerinin parametrik olarak haritalanmasının yolunu açarak bu durumun üstesinden gelmesine olanak sağlar. Bu intrinsek özelliklere karşı miyokardın aynı bölgesinden farklı sensitivitelere sahip görümlerinin ölçülmesi ile, miyokardiyal parametrik haritalar oluşturulabilir [16-19].



Resim 1. Nativ T1 haritalama tekniği ile çekilmiş kısa aks görüntü.

yak amiloidoz, hipertrofik kardiyomiyopati ve dilate kardiyomiyopati gibi subakut kardiyomiyopatiler ve diffüz fibrozis değerlendirmesinde de önemli bilgiler sağlar (Resim 1) [23-26]. Nativ miyokardiyal T1 değerlerinde global düşüş miyokardiyal demir yüklenmesi ve Fabry hastalığında klinik kullanıma sahiptir. Intramiyokardiyal lipid birikimi ile karakterize olan Anderson-Fabry hastalığındaki düşük nativ T1 değerleri, hipertrofik kardiyomiyopati ve amiloidoz gibi T1 değerlerinde artışa neden olan diğer sol ventrikül hipertrofisi nedenlerinden ayırımı kolaylaştırır [27-29]. Hastalıklar için gösterdiği tanısal özelliklere ek olarak, akut MI, amiloidoz ve dilate kardiyomiyopati hastalarda nativ T1 haritalamanın, risk belirlenmesinde prognostik güce sahip olduğu yönünde kanıtlar artmaktadır [30].

T1 Haritalama

Nativ T1 haritalama tekniği ile görüntülenen miyokardiyumun IVGd uygulanmadan, T1 relaksasyon sürelerinin ölçüldüğü piksel bazlı kantitatif bir haritası elde edilir. Nativ T1 değerleri, hücre içi ve hücre dışı (interstisyel ve intravasküler dahil) kompartmanlardan gelen sinyalleri içerir ve dokudaki intrinsek farklılıkları yansıtır [1]. T1 haritalama görüntüleri, temelde IR sekansı olan 'Modified Look-Locker Imaging' (MOLLI), 'shortened MOLLI' (Sh-MOLLI) ve 'Saturation Recovery Single-Shot Acquisition' (SASHA) gibi teknikler kullanılarak elde edilir [20-22].

Artmış nativ T1 değerleri, ödem, enfarktüs ve miyokardit gibi akut miyokardiyal patolojilerin saptanmasında faydalıdır. Ayrıca kardi-

T2 Haritalama

Miyokardit ve MI dahil olmak üzere miyokardiyumu etkileyen birçok hastalık sürecinde miyokardiyal ödem görülür. T2 haritalama tekniğinin klinik pratikte yaygın olarak kullanılmaya başlamasından önce, ödem genellikle siyah kan T2 ağırlıklı spin eko puls sekans kullanılarak görüntülenmiştir. Ancak bu sekansta, kalp atım siklusu boyunca miyokarda ortaya çıkan sinyal kaybı ve normal/anormal miyo-

kard arasındaki ayırım için çok sayıda standart sapmaya ihtiyaç duyulması nedeniyle yorum farklılığı oluşması gibi ciddi doğal sınırlamaları vardır. Yeni geliştirilen T2 haritalama dizileri, miyokardın T2 relaksasyon sürelerini ölçerek bu sınırlamaları aşabilir [31]. Miyokardit ve akut MI ile ilgili çalışmalar, T2 haritalamanın miyokard ödeminin saptanmasında T2 ağırlıklı diğer tekniklere kıyasla daha fazla tanısallık sağladığını göstermiştir. T2 haritalama tekniği, çoğu tanısallık değerlendirme için T2 ağırlıklı tekniklerin yerini almaktadır (Resim 2) [32,33]. T2 haritalama ödem ve inflamasyonun varlığını tespit etmek için kullanılmasının yanı sıra, miyokardit ve Takotsubo kardiyomiopati de dahil olmak üzere çeşitli kardiyak patolojilerin saptanmasında kullanılabilir. Yapılan bir çalışmada, hastaların %30'unda konvansiyonel T2 sekansı ile belirlenemeyen miyokardiyal ödemin saptanmasında, T2 haritalama tekniğinin %94 duyarlılığa ve %97 özgüllüğe sahip olduğu gösterilmiştir [32].

T2* Haritalama

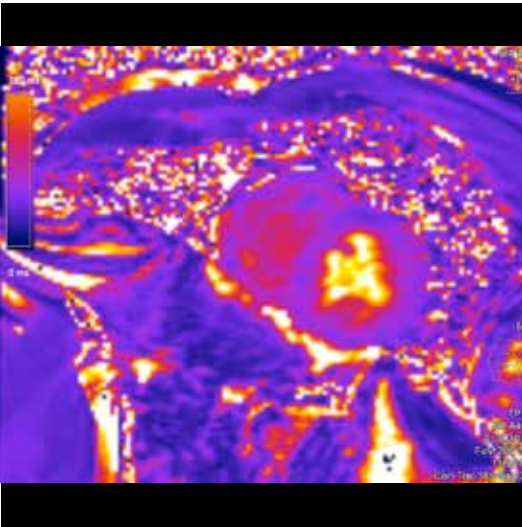
T2* değeri, manyetik alan inhomojenitesi varlığında transvers manyetizasyon relaksasyon süresidir. T2* relaksasyon zamanı ölçümü kardiyak MRG'de uygun şekilde saptanabilir ve miyokarda aşırı demir yükünü ölçmek ve

izlemek için kullanılır. T2* süresi miyokarda demir birikiminin varlığında ortaya çıkan manyetik inhomojenitelerle kısaltılır. T2* değeri, demir şelasyon tedavisi için bir göstere olarak kullanılır ve anormal değerler, gelecekte ihtiyaç duyulacak şelasyon tedavisi için en önemli belirleyici olarak kabul edilir. Ayrıca T2* haritalaması, akut MI'da miyokard daki kanamanın belirlenmesinde de yardımcı olabilir [34,35].

Ekstrasellüler Volüm Fraksiyonu (ECV) Değerlendirmesi

LGE görüntüleme, KAH ve non-iskemik kardiyomiopatilerde fokal miyokardiyal fibrozisin görüntülenmesi için altın standart teknik haline gelmiştir [36]. Fakat, diffüz miyokardiyal fibrozisin değerlendirilmesinde yeterli olamamaktadır. MI'de, LGE görüntüleriyle enfarkt alanındaki fokal fibrozise karşılık gelen kontrast artışı görülürken; dilate kardiyomiopati, önemli interstisyel fibrozis varlığına rağmen herhangi bir kontrast tutulumu izlenmeyebilir. IVGd enjeksiyonu sonrası yapılan T1 haritalama ile, diffüz miyokardiyal fibrozis ve miyokardiyal infiltrasyonun değerlendirilebileceği gösterilmiştir. Klinik çalışmalar, ECV ölçümü yapılan T1 haritalamanın, diffüz fibrozis bulunan kalp hastalıklarının değerlendirmesinde yararlı olduğunu göstermiştir. Ayrıca, ECV yöntemi, şüpheli LGE durumlarında yardımcı olarak kullanılabilir. Kardiyomiopatilerin ayırıcı tanısı dışında, çeşitli kardiyak tümörlerin doku karakterizasyonunda, epikardiyal yağ ile perikardiyal efüzyon ayırımında ve perikardiyal yağ ile LGE ayırımında faydalı olabileceği gösterilmiştir [37].

ECV fraksiyonu hesaplamak için, kontrast sonrası ve nativ T1 değerleri birlikte kullanılır. IVGd ekstrasellüler alanda dağılırarak gadolinyum konsantrasyonu ile orantılı şekilde miyokardın T1 relaksasyon sürelerini kısaltır [38]. Bu nedenle fibroz ve skar alanları, özellikle IVGd sonrası daha kısa T1 relaksasyon süreleri sergiler. Kanın hücreli fraksiyonunu hematokrit miktarı temsil eder. ECV fraksiyonu (interstisyum ve ekstrasellüler matriksi temsil eder), **şekil 2**'de belirtilen formüle göre hasta-



Resim 2. T2 haritalama tekniği ile çekilmiş kısa aks görüntü.

$$\boxed{\text{ECV}} = (1 - \text{hematokrit}) \left(\frac{\frac{1}{\text{kontrast sonrası } T1_{\text{miyokard}}} - \frac{1}{\text{nativ } T1_{\text{miyokard}}}}{\frac{1}{\text{kontrast sonrası } T1_{\text{kan}}} - \frac{1}{\text{nativ } T1_{\text{kan}}}} \right)$$

Sekil 2. ECV değerlendirmesi için gerekli olan güncel hematokrit değerinin ve miyokard ve kan için ölçülen T1 değerlerinin formülde yerleşimi gösterilmiştir.

nın hematokrit değerinin yanı sıra IVGd öncesi ve sonrasında miyokard ve kanın T1 değerlerinin ölçülmesi ile hesaplanır.

ECV miyokardiyal dokudaki ‘remodelling’ durumunun bir göstergesidir ve kantitatif değerlendirmeye imkan sağlar. Sağlıklı bireylerde 1.5 Tesla cihaz için normal ECV değerleri % 25.3±3.5 olarak bildirilmiştir [39]. Artmış ECV genellikle aşırı kolajen birikiminden kaynaklanır ve miyokardiyal fibrozisin sağlam bir ölçüsüdür. Düşük ECV değerleri ise genellikle lipomatöz değişimlerde ortaya çıkar. ECV, miyokardiyal fokal alanlar için hesaplanabilmesi dışında ECV haritaları ile de görselleştirilebilir.

4D Akım MRG Değerlendirmesi

Faz kontrast (PC) teknikle elde edilen MRG; kalp veya büyük damarlardaki kan akımının gösterimi ve kantitatif değerlendirilmesi için geniş klinik kabul görmüştür [40]. PC tekniğinin geliştirilmesiyle, zaman çözümlenmeli (CINE), 3 boyutlu PC MRG’nin, 3 yönde hız kodlanması ile görüntülenmesi mümkün olmuştur. 4D akım MRG olarak adlandırılan bu teknik, standart iki boyutlu CINE PC tekniğine üstün olarak, kardiyak veya vasküler yapılarıdaki kan akımının temporal çözümlenmesi yapılabilir ve uzaysal değişimi hakkında 3 boyutlu bilgi sağlanabilir. Ek olarak, 3 boyutlu veri hacmi içindeki herhangi bir noktada top-

lam kan akımı, pik akım hızı veya regurjitasyon oranı gibi akım parametreleri retrospektif olarak seçilebilir. [41]. Ayrıca, 3 boyutlu kan akımı görseli ve kantifiye akım verilerinin birleştirilmesiyle, patolojilerin kardiyovasküler hemodinami üzerindeki etkilerinin kapsamlı olarak değerlendirilmesine imkan sağlar [42].

Kaynaklar

- [1]. Salerno M, Sharif B, Arheden H, Kumar A, Axel L, Li D, et al. Recent Advances In Cardiovascular Magnetic Resonance: Techniques And Applications. Circ Cardiovasc Imaging 2017; doi: 10.1161/CIRCIMAGING.116.003951. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Banka P, Geva T. Advances in pediatric cardiac MRI. Curr Opin Pediatr 2016; 28: 575-83. [\[CrossRef\]](#)
- [3]. Hamirani YS, Kramer CM. Cardiac MRI assessment of myocardial perfusion. Future cardiology 2014; 10: 349-358. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. Greenwood JP, Maredia N, Younger JF, Brown JM, Nixon J, Everett CC, 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: 453-60. [\[CrossRef\]](#)
- [5]. Atkinson DJ, Burstein D, Edelman RR. Firstpass cardiac perfusion: evaluation with ultrafast MR imaging. Radiology 1990; 174 : 757-62. [\[CrossRef\]](#)
- [6]. Donahue KM, Weisskoff RM, Burstein D. Water diffusion and exchange as they influence contrast enhancement. J Magn Reson Imaging 1997; 7: 102-10. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Sakuma H. Magnetic resonance imaging for ischemic heart disease. J Magn Reson Imaging 2007; 26: 3-13. [\[CrossRef\]](#)

- [8]. Prasad SK, Lyne J, Chai P, Gatehouse P. Role of cardiac magnetic resonance in assessment of myocardial perfusion. *Eur Radiol* 2005; 15: 42-7. [\[CrossRef\]](#)
- [9]. Pennell DJ. Cardiovascular magnetic resonance and the role of adenosine pharmacologic stress. *Am J Cardiol* 2004; 94: 26-31. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V 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. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Gerber BL, Raman SV, Nayak K et al. Myocardial first-pass perfusion cardiovascular magnetic resonance: history, theory, and current state of the art. *J Cardiovasc Magn Reson* 2008; 10: 18. [\[CrossRef\]](#)
- [12]. Patel AR, Antkowiak PF, Nandalur KR et al. Assessment of advanced coronary artery disease: advantages of quantitative cardiac magnetic resonance perfusion analysis. *J Am Coll Cardiol* 2010; 56: 561-9. [\[CrossRef\]](#)
- [13]. Bayraktaroglu S, Alper H. Koroner arter hastalığının tanısı ve prognoz belirlemede kardiyak manyetik rezonans görüntüleme. *Anadolu Kardiyol Derg* 2008; 8: Özel Sayı 1; 38-42.
- [14]. 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. [\[CrossRef\]](#)
- [15]. Parsai C, O'Hanlon R, Prasad SK, Mohiaddin RH. Diagnostic and prognostic value of cardiovascular magnetic resonance in non-ischaemic cardiomyopathies. *J Cardiovasc Magn Reson* 2012;14: 54. [\[CrossRef\]](#)
- [16]. Sahu A, Slesnick TC. Imaging adults with congenital heart disease part II: advanced CMR techniques. *Journal of Thoracic Imaging* 2017; 32: 245-57. [\[CrossRef\]](#)
- [17]. Kim RJ, Wu E, Rafael A, Chen EL, Parker MA, Simonetti O, et al. The use of contrast-enhanced magnetic resonance imaging to identify reversible myocardial dysfunction. *N Engl J Med* 2000; 343:1445-53. [\[CrossRef\]](#)
- [18]. Kawel N, Nacif M, Zavodni A, Jones J, Liu S, Sibley CT, et al. T1 mapping of the myocardium: intra-individual assessment of postcontrast T1 time evolution and extracellular volume fraction at 3T for Gd-DTPA and Gd-BOPTA. *J Cardiovasc Magn Reson* 2012;14: 26. [\[CrossRef\]](#)
- [19]. Salerno M, Kramer CM. Advances in parametric mapping with CMR imaging. *JACC Cardiovasc Imaging* 2013; 6: 806-22. [\[CrossRef\]](#)
- [20]. Messroghli DR, Radjenovic A, Kozierke S, Higgins DM, Sivananthan MU, Ridgway JP. Modified Look-Locker inversion recovery [MOLLI] for high-resolution T1 mapping of the heart. *Magn Reson Med* 2004; 52: 141-6. [\[CrossRef\]](#)
- [21]. Piechnik SK, Ferreira VM, Dall'Armellina E, Cochlin LE, Greiser A, Neubauer S, Robson MD. Shortened Modified Look-Locker Inversion recovery (ShMOLLI) for clinical myocardial T1-mapping at 1.5 and 3 T within a 9 heartbeat breathhold. *J Cardiovasc Magn Reson* 2010; 12: 69. [\[CrossRef\]](#)
- [22]. Chow K, Flewitt JA, Green JD, Pagano JJ, Friedrich MG, Thompson RB. Saturation recovery single-shot acquisition [SASHA] for myocardial T (1) mapping. *Magn Reson Med* 2014; 71:2082-95. [\[CrossRef\]](#)
- [23]. Taylor AJ, Salerno M, Dharmakumar R, Jerosch-Herold M. T1 mapping: Basic Techniques and Clinical Applications. *JACC Cardiovasc Imaging* 2016; 9: 67-81. [\[CrossRef\]](#)
- [24]. Luetkens JA, Homsy R, Sprinkart AM, Doerner J, Dabir D, Kuetting DL, et al. Incremental value of quantitative CMR including parametric mapping for the diagnosis of acute myocarditis. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2016; 17:154-61. [\[CrossRef\]](#)
- [25]. Görmeli CA, Görmeli G, Yağmur J, Özdemir ZM, Kahraman AS, Çolak C, et al. Assessment of myocardial changes in athletes with native T1 mapping and cardiac functional evaluation using 3 T MRI. *Int J Cardiovasc Imaging* 2016 ; 32: 975-81. [\[CrossRef\]](#)
- [26]. Bull S, White SK, Piechnik SK, Flett AS, Ferreira VM, Loudon M, et al. Human non-contrast T1 values and correlation with histology in diffuse fibrosis. *Heart* 2013; 99: 932-7. [\[CrossRef\]](#)
- [27]. Feng Y, He T, Carpenter JP, Jabbour A, Alam MH, Gatehouse PD, Greiser A, Messroghli D, Firmin DN, Pennell DJ. In vivo comparison of myocardial T1 with T2 and T2* in thalassaemia major. *J Magn Reson Imaging* 2013; 38: 588-93. [\[CrossRef\]](#)
- [28]. Sado DM, White SK, Piechnik SK, Banypersad SM, Treibel T, Captur G, et al. Identification and assessment of Anderson-Fabry disease by cardiovascular magnetic resonance noncontrast myocardial T1 mapping. *Circ Cardiovasc Imaging* 2013; 6: 392-8. [\[CrossRef\]](#)
- [29]. Liu A, Wijesurendra RS, Francis JM, Robson MD, Neubauer S, Piechnik SK, et al. Adenosine stress and rest T1 mapping can differentiate between ischemic, infarcted, remote, and normal myocardium without the need for gadolinium contrast agents. *JACC Cardiovasc Imaging* 2016; 9: 27-36. [\[CrossRef\]](#)
- [30]. Taylor AJ, Salerno M, Dharmakumar R, Jerosch-Herold M. T1 mapping: basic techniques and clinical applications. *JACC Cardiovasc Imaging* 2016; 9: 67-81. [\[CrossRef\]](#)
- [31]. Giri S, Chung YC, Merchant A, Mihai G, Rajagopalan S, Raman SV, et al. T2 quantification for improved detection of myocardial edema. *J Cardiovasc Magn Reson* 2009; 11: 56. [\[CrossRef\]](#)
- [32]. Thavendiranathan P, Walls M, Giri S, Verhaert D, Rajagopalan S, Moore S, et al. Improved detection of myocardial involvement in acute inflammatory cardiomyopathies using T2 mapping. *Circ Cardiovasc Imaging* 2012; 5:102-10. [\[CrossRef\]](#)

- [33]. Verhaert D, Thavendiranathan P, Giri S, Mihai G, Rajagopalan S, Simonetti OP, et al. Direct T2 quantification of myocardial edema in acute ischemic injury. *JACC Cardiovasc Imaging* 2011; 4: 269-78. [\[CrossRef\]](#)
- [34]. Tanner MA, Galanello R, Dessi C, Smith GC, Westwood MA, Agus A, et al. A randomized, placebo-controlled, doubleblind trial of the effect of combined therapy with deferoxamine and deferiprone on myocardial iron in thalassemia major using cardiovascular magnetic resonance. *Circulation* 2007; 115: 1876-84. [\[CrossRef\]](#)
- [35]. Zia MI, Ghugre NR, Connelly KA, Strauss BH, Sparkes JD, Dick AJ, et al. Characterizing myocardial edema and hemorrhage using quantitative T2 and T2* mapping at multiple time intervals post ST-segment elevation myocardial infarction. *Circ Cardiovasc Imaging* 2012; 5: 566-72. [\[CrossRef\]](#)
- [36]. Assomull RG, Prasad SK, Lyne J, Smith G, Burman ED, Khan M, et al. Cardiovascular magnetic resonance, fibrosis, and prognosis in dilated cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol* 2006; 48: 1977-85. [\[CrossRef\]](#)
- [37]. Haaf P, Garg P, Messroghli DR, Broadbent DA, Greenwood JP, Plein S. Cardiac T1 Mapping and Extracellular Volume (ECV) in clinical practice: a comprehensive review. *J Cardiovasc Magn Reson* 2016; 18: 89. [\[CrossRef\]](#)
- [38]. Parsai C, O'Hanlon R, Prasad SK, Mohiaddin RH. Diagnostic and prognostic value of cardiovascular magnetic resonance in non-ischaemic cardiomyopathies. *J Cardiovasc Magn Reson* 2012; 14: 54. [\[CrossRef\]](#)
- [39]. Sado DM, Flett AS, Banyersad SM, White SK, Maestrini V, Quarta G, et al. Cardiovascular magnetic resonance measurement of myocardial extracellular volume in health and disease. *Heart* 2012; 98: 1436-41. [\[CrossRef\]](#)
- [40]. Kvitting JP, Ebbers T, Wigström L, Engvall J, Olin CL, Bolger AF. Flow patterns in the aortic root and the aorta studied with time-resolved, 3-dimensional, phase-contrast magnetic resonance imaging: implications for aortic valve-sparing surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2004; 127: 1602-7. [\[CrossRef\]](#)
- [41]. Valverde I, Simpson J, Schaeffter T, Beerbaum P. 4D phasecontrast flow cardiovascular magnetic resonance: comprehensive quantification and visualization of flow dynamics in atrial septal defect and partial anomalous pulmonary venous return. *Pediatr Cardiol* 2010; 31: 1244-8. [\[CrossRef\]](#)
- [42]. Markl M, Geiger J, Arnold R, Stroh A, Damjanovic D, Föll D, et al. Comprehensive 4-dimensional magnetic resonance flow analysis after successful heart transplantation resolves controversial intraoperative findings and reveals complex hemodynamic alterations. *Circulation* 2011; 123: 381-3. [\[CrossRef\]](#)

İleri Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Yöntemleri

Cemile Ayşe Görmeli

Sayfa 143

Mikrovasküler obstrüksiyon (MVO) sonucu yeterli kan akımı olmayan alanlar kontrast maddenin geçişindeki gecikme sonucu, düşük sinyal intensitesinde görüntülenir. IVGd'un ilk geçişi sonrası, erken evrede (1-3 dakika) MVO bulguları görüntülenirken geç kontrastlı görüntülerde (10-20 dk) enfarkt gelişmiş alanda sinyal artışı saptanması, iskemik canlı doku ile enfarkt alanının ayırımında önemli bilgiler sağlar.

Sayfa 143

Vazodilatatör ajan ile stres perfüzyon görüntülemesindeki ana prensip, lümeninde anlamlı stenoz (>%50) bulunan koroner arter tarafından beslenen miyokard segmentlerinde, stres fazında akımın azalmasıdır. İlk geçiş perfüzyon incelemesi, miyokardın artmış beslenme ihtiyacı ile bölgeye ulaşan kan miktarı arasındaki uyumsuzluğu göstermesi açısından, invaziv koroner arter anjiyografide saptanamayacak anormallikleri de ortaya çıkarabilir.

Sayfa 145

LGE görüntüler, makroskobik fibrozisin tanımlanmasına izin verir. Fakat normal miyokarda ait referans bölgeler olmadığından, miyokarddaki diffüz değişikliklerle ilgili bilgi verememektedir. Güncel yayınlardaki histopatolojik kanıtlar ışığında, diffüz miyokardiyal tutulum gösterdiği kanıtlanan birçok kardiyak patolojide LGE tekniği yetersiz kalır. Geliştirilen paralel görüntüleme yöntemleri miyokarddaki intrinsek T1, T2 ve T2* manyetik relaksasyon özelliklerinin parametrik olarak haritalanmasının yolunu açarak bu durumun üstesinden gelinmesine olanak sağlar. Bu intrinsek özelliklere karşı miyokardın aynı bölgesinden farklı sensitivitelereki görüntülerin ölçümlenmesi ile, miyokardiyal parametrik haritalar oluşturulabilir.

Sayfa 146

T2 haritalama ödem ve inflamasyonun varlığını tespit etmek için kullanılmasının yanı sıra, miyokardit ve Takotsubo kardiyomiyopati de dahil olmak üzere çeşitli kardiyak patolojilerin saptanmasında kullanılabilir. Yapılan bir çalışmada, hastaların %30'unda konvansiyonel T2 sekansı ile belirlenemeyen miyokardiyal ödemin saptanmasında, T2 haritalama tekniğinin %94 duyarlılığa ve %97 özgüllüğe sahip olduğu gösterilmiştir.

İleri Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Yöntemleri

Cemile Ayşe Görmeli

- Aşağıdakilerden hangisi ilk geçiş perfüzyon görüntülemesi ile saptanabilir?
 - Sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu
 - Mikrovasküler obstrüksiyon
 - Miyokardiyal demir birikimi
 - Sol ventrikül diastol sonu hacmi
- Hangisi stres perfüzyon görüntülemede adenozinin stresör ajan olarak tercih edilme sebebi değildir?
 - Güçlü vazodilatasyon etkisi
 - Kısa yarılanma ömrü
 - Kalp atım hızını artırması
 - Çok daha az yan etkiye neden olması
- Aşağıdaki tekniklerin hangisi fokal fibrozis için önemli bilgiler sağlarken diffüz miyokardiyal patolojileri göstermekte yeterli değildir?
 - Geç faz kontrastlı görüntüleme
 - T1 haritalama
 - T2 haritalama
 - T2* haritalama
- Aşağıdakilerden hangisi miyokardiyal ödem ve akut inflamasyonun varlığını tespit etmek için kullanılabilir, en uygun ve sınırlaması en az olan tekniktir?
 - Siyah kan T2 ağırlıklı spin eko puls sekans
 - T1 haritalama
 - T2 haritalama
 - T2* haritalama
- 4D akım MRG tekniği için aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - PC tekniğinin geliştirilmesiyle elde edilmiş bir yöntemdir.
 - 3 boyutlu ve 3 yönlü görüntülemeye imkan sağlar
 - Veri hacmi içindeki herhangi bir noktadan retrospektif olarak parametrik değerlendirme yapılabilir.
 - Koroner arterlerin plak değerlendirmesinde kullanılır.