

Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

Cemile Ayşe Görmeli 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Kardiyak MR fiziğinin klinik pratikteki önemini anlatmak
- Kardiyak görüntülemedeki zorlukları aşmak için geliştirilen teknikler hakkında bilgi vermek
- Kan akımı paternlerinin kalitatif değerlendirilmesinde kullanılan tekniklerin tanımlanması
- Miyokardial değerlendirmede kullanılan ileri görüntüleme yöntemlerinin anlatılması

Görmeli CA. Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği. Trd Sem 2020; 8: 302-314.

GİRİŞ

Kardiyak MR, kardiyovasküler hastalıklar için birçok kantitatif hesaplamada altın standart kabul edilen non-invaziv inceleme yöntemidir. Kardiyomiyopati, miyokardit, sağ ventrikül hastalıkları, konjenital kalp hastalığı, miyokardiyal demir yükü değerlendirmesi, miyokardiyal iskemi ve viabilite gibi çok çeşitli endikasyonlar için yararlı bir tanı aracı olduğu defalarca gösterilmiştir [1, 2]. Son yıllarda, klinisyenlerin daha kompleks kardiyak sorunların tanı ve takibinde MR'ı kullanmak istemeleri ile, kardiyak MR iyice popüler hale gelmeye başlamıştır. Bununla birlikte, kardiyak MR sekanslarının giderek artan karmaşıklığı ve yeni sekansların altında yatan fiziği takip etmek ve anlamak da zorlaşmıştır [3].

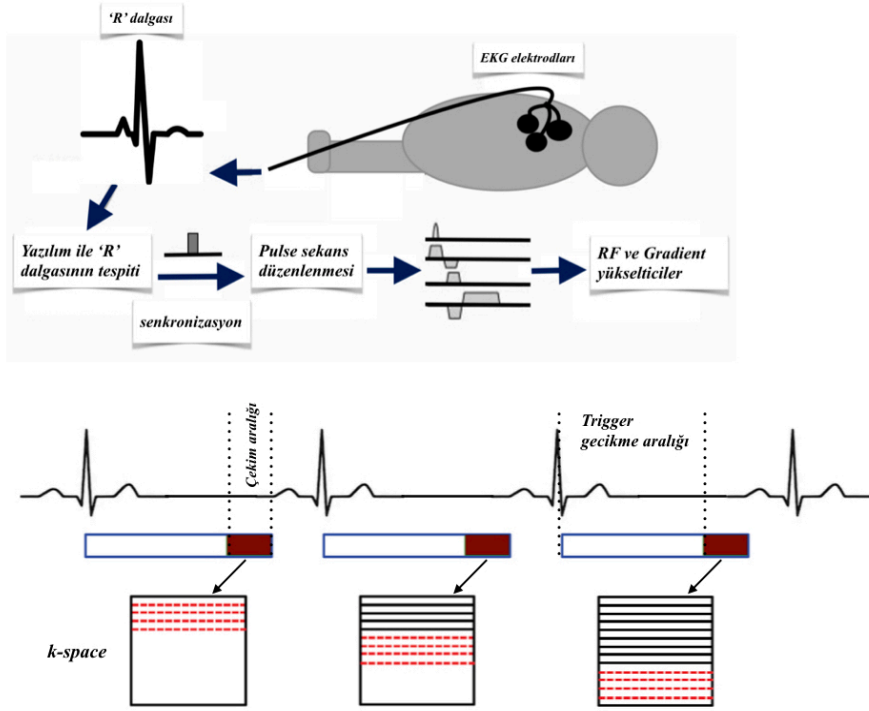
Kalbin hareketli bir organ olması, kompleks anatomisi ve büyük vasküler yapıların pulsati-

litesi sebebiyle, kardiyak MR zor bir inceleme yöntemidir. MR ile kardiyak görüntüleme için iki temel gereksinim mevcuttur. Bunlardan birincisi, data toplama işleminin olgunun elektrokardiyografisi (EKG) ile senkronize edilmesi; ikincisi ise MR sekansının olgunun nefes tutabileceği sürede tamamlanacak kadar kısa olabilmesidir [4].

Bu yazı ile spesifik olarak kardiyak MR'da kullanılan temel ve ileri görüntüleme tekniklerinin fiziğini gözden geçirerek klinik kullanımdaki önemini anlatmayı hedeflemekteyiz.

KARDİYAK HAREKET ARTEFAKTLARI VE EKG TETİKLEME

Kalbin hareketten etkilenmeyen bir görüntüsünü yakalayabilmek için görüntünün yalnızca birkaç milisaniye içinde elde edilmesi gerekir.



Sekil 1. Pulse sekansların görüntülemesinde EKG senkronizasyonu.

Bu, faz kodlama adımlarının sayısını sınırlayarak ve TR (repetition time) değerini mümkün olduğunca kısaltarak yapılabilir. Ancak görüntü kalitesinde önemli derecede düşüşe ve spasyal çözünürlükte azalmaya neden olur. Kabul edilebilir görüntü kalitesine ulaşabilmek için rutin kardiyak MR çekiminde, sinyaller pulse sekansının çoklu kalp atımları sırasında kalp siklusundaki belirli bir noktaya senkronize olacak şekilde toplanması ile elde edilir. Kardiyak senkronizasyon, hastanın göğüs kısmına takılan EKG elektrotları (MR cihazı ile uyumlu olmalı) ile EKG sinyallerinin alınması sayesinde sağlanır. MR cihazındaki kardiyak yazılım ile, siklusun 'R' dalgası tespit edilerek referans nokta olarak belirlenir ve elde edilecek MR datası için senkronizasyonda kullanılır. Bu sayede görece daha geniş bir temporal pencereden minimal hareket artefaktı ile daha kısa sürede çekim yapılır ve hareketli bir organ olan kalbin kardiyak siklus boyunca 'sine' görüntüsü ya da tek zaman diliminden hareketsiz şekilde morfolojik görüntüsü elde edilebilir [4, 5]. Görüntü için gerekli tüm verilerin k-space'te toplanma-

sı için genellikle birden fazla kalp atımı süresinde data toplanması gerekir (Şekil 1).

Fonksiyonel değerlendirme için kullanılacak datanın elde edilmesi sırasında, temporal pencere ve toplam veri toplama süresi arasındaki denge önemlidir. Çekim süresi, kardiyak hareketi en aza indirecek kadar kısa, çözünürlüğü en optimal düzeyde elde edebilecek kadar uzun olmalıdır. Daha yüksek bir temporal çözünürlük, her frame için daha dar temporal pencere ile daha uzun bir çekim süresine gereksinim duyar. Öte yandan temporal çözünürlüğün düşürülmesi, görüntülerin rekonstrüksiyonu için kullanılan temporal pencereyi genişletir ve bu da görüntülerde bulanıklaşmaya neden olur [6].

Kardiyak MR, prospektif ya da retrospektif tetikleme olarak iki farklı EKG tetikleme modunda elde edilebilir. Prospektif tetiklemede, R-R dalgaları arasında belirli bir çekim penceresi sırasında veri alınır. Kardiyak siklusun belirli bir zamanında, statik görüntüler elde etmek için kullanılır. Retrospektif tetiklemede, R-R dalgaları arasında kardiyak siklus boyunca veriler sürekli olarak toplanır ve gruplandırılır.

Kardiyak siklusun fazına göre k -space doldurulur. İstenen data seçilerek sonradan da işlenebilir [6, 7].

HIZLI GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

Klinik pratikte kardiyak görüntüleme, hastanın nefes tutması ile kombine halde yapılacağından hızlı görüntüleme teknikleri kullanılarak gerçekleştirilir. Konvansiyonel görüntüleme teknikleri ile her kalp atışı başına sadece bir faz kodlama adımı (bir k -space satırı) elde edilebilir. Bu nedenle, bu tip puls sekanslarda, TR değeri hastanın kalp atış hızı ile belirlenir ve R-R aralığına eşittir. Yani konvansiyonel spin eko (SE) sekansı ile bir anatomik görüntü data kümesi ya da konvansiyonel gradient eko sekansları (spoiled gradient eko ya da bSSFP pulse sekanslar) ile bir sine görüntü data kümesi elde etmek mutlaka birkaç dakika sürer. Daha kısa görüntü elde etme sürelerine ulaşmak ve bu sınırlamanın üstesinden gelmek amacıyla, hızlı görüntüleme teknikleri ile her kalp atışında birden fazla k -space satırı doldurulur [8]. Turbo spin eko veya fast spin eko olarak tanımlanan bu sekanslar ile, k -space daha hızlı doldurularak daha kısa sürelerde görüntü elde edilir.

HAREKETSİZ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

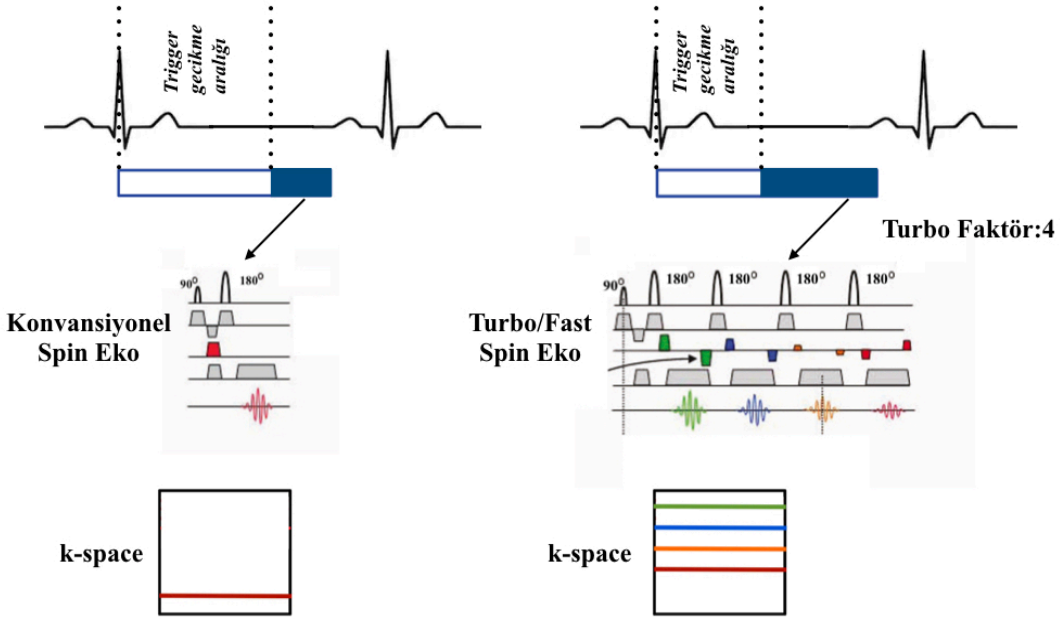
Hareketsiz görüntülemede kullanılan EKG senkronizasyon yöntemi ‘tetikleme-triggering’ olarak bilinir. Senkronizasyon pulsu; her kardiyak siklusta R dalgasından sonra, belirlenmiş bir zamanda puls sekansını başlatmak için bir tetikleyici olarak kullanılır. Bu zaman noktası trigger gecikmesi olarak bilinir. Trigger gecikmesi, kardiyak siklusta kalbin görüntülenmek istenen noktasını belirlemek için çekimi yöneten kişi tarafından seçilebilir. Hareketsiz görüntüleme yöntemleri miyokard canlılığı değerlendirmesi veya koroner anjiyografi teknikleri için kullanılabilir. Fakat rutinde en çok kullanımı anatomik görüntüleme içindir ve fast/turbo spin eko sekansı ile kombine siyah kan görüntüleri şeklindedir [4].

TURBO/FAST SPİN EKO (TSE/FSE)

Turbo ya da fast spin eko (TSE/FSE) puls sekanslarda; başlangıçtaki 90° puls sonrasında konvansiyonel spin eko tekniğinden farklı olarak multiple sayıda 180° pulslar ile çoklu ekolar üretilir (Şekil 2). Her eko ile yeni bir k -space satırı doldurulur ve her uyarı pulsunda elde edilen ekoların sayısı ETL (echo train length) ya da turbo faktör olarak adlandırılır. Bir nefes tutma periyodunda, görüntü elde etme zamanını azaltmak için genellikle 15 veya 16 ETL değeri kullanılır. Ayrıca ETL değerine bağlı olarak, birbiri ardına gelen her eko farklı bir eko süresine sahiptir ve amplitudunu giderek azalır. Görüntü kontrastı üzerinde en büyük etkiye sahip olan eko, k -space merkezine en yakın kısmı temsil eden ekodur. Dokuların T2 değerini göstermede konvansiyonel spin eko tekniği kadar başarılı olmasa da TSE/FSE sekanslarda yağ dokudan yüksek sinyal intensitesi saptanması ile karakterizedir [2, 9, 10]. Kardiyak MR çekimlerinde, kalp ve ana vasküler yapıların anatomik görüntülerinin elde edilmesinde genellikle siyah kan-double inversiyon recovery tekniği kullanılır.

SİYAH KAN-DOUBLE INVERSION RECOVERY PULS TEKNİĞİ

Double inversion recovery (DIR), kalp odacıklarının duvarlarını ve koronerler dahil kan damarlarını göstermede kullanılan bir tür siyah kan tekniğidir. Bu sekans adından da anlaşılacağı gibi, EKG tetikleme eşliğinde uygulanan iki RF-inversiyon pulsu ile oluşturulur. İlk inversiyon pulsu non-selektif, ikinci inversiyon pulsu selektif pulstur. Yani ilk 180° puls ile inceleme alanındaki tüm protonlar invert olduktan sonra selektif ikinci 180° puls uygulanarak dokudan gelen sinyal re-invert hale gelir. Bu sırada kesite dışarıdan gelen kan invert durumda olduğu için sinyal vermez. Böylece kan akımı olan alanlar siyah görünür. Kanın baskılandığı ‘null point’ için uygun TI (inversiyon zamanı) seçimi çok önemlidir (Şekil 3). 1,5T MR ile yapılan kardiyak görüntülemede 60/dk kalp hızı için uygun TInull



Şekil 2. Turbo veya hızlı spin eko ile hızlandırılmış spin eko görüntüleme.

değeri yaklaşık 650 msn'dir. Eğer kalp hızı çok yüksek ise TI değeri düşük tutulmalıdır [11]. Günümüzde artık birçok MR cihazında kan baskılama için otomatik TI hesaplama yazılımları kullanılmaktadır.

SİYAH KAN-FSE/TSE PULS SEKANSLAR

Kalbin anatomik görüntülemesinde en sık kullanılan puls sekans: siyah kan ve FSE/TSE puls sekansların kombinasyonu ile oluşturulan görüntülerdir. Siyah kan tekniği ile kalp ve damar duvarları ile kan havuzu arasında belirgin derecede yüksek kontrast sağlanır. ETL veya turbo faktör değeri 15-20 seçilen FSE/TSE puls sekanslar kullanılarak, bir ya da iki kesit görüntünün elde edilme zamanı bir nefes tutma süresine sığdırılabilir (Şekil 4).

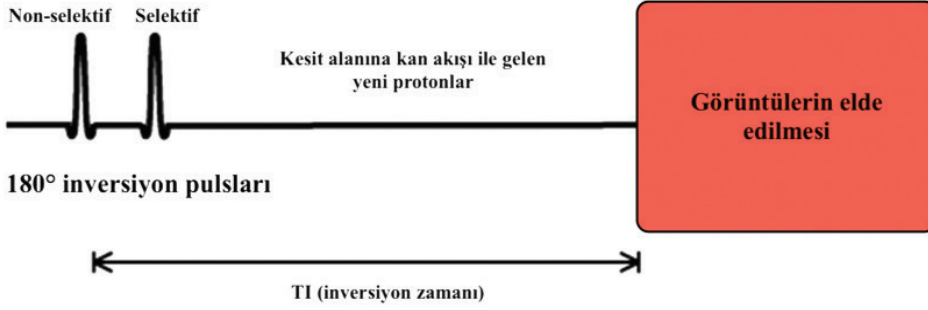
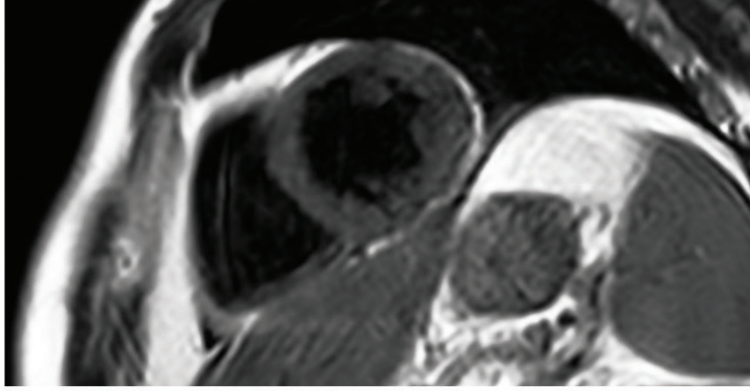
T1 ağırlıklı görüntüler için kısa etkili TE (echo time) seçilir ve TR zamanını kısa tutabilmek için puls sekans her kalp atışında yeniden tetiklenir. T2 ağırlıklı görüntüler için uzun etkili TE değeri seçilir ve TR zamanını

uzun tutabilmek için puls sekans her iki ya da üç kalp atışında bir tetiklenir. Kandan gelen sinyalin baskılanması için gerekli TI değeri ve gecikme zamanının en iyi şekilde belirlenmesi, MR cihazındaki otomatik hesaplama yazılımları ile sağlanır. Burada belirleyici faktör, hastanın kalp hızı ve tetikleme pulsarı arasındaki kalp atım sayısı ile ilişkili puls sekans TR değeridir.

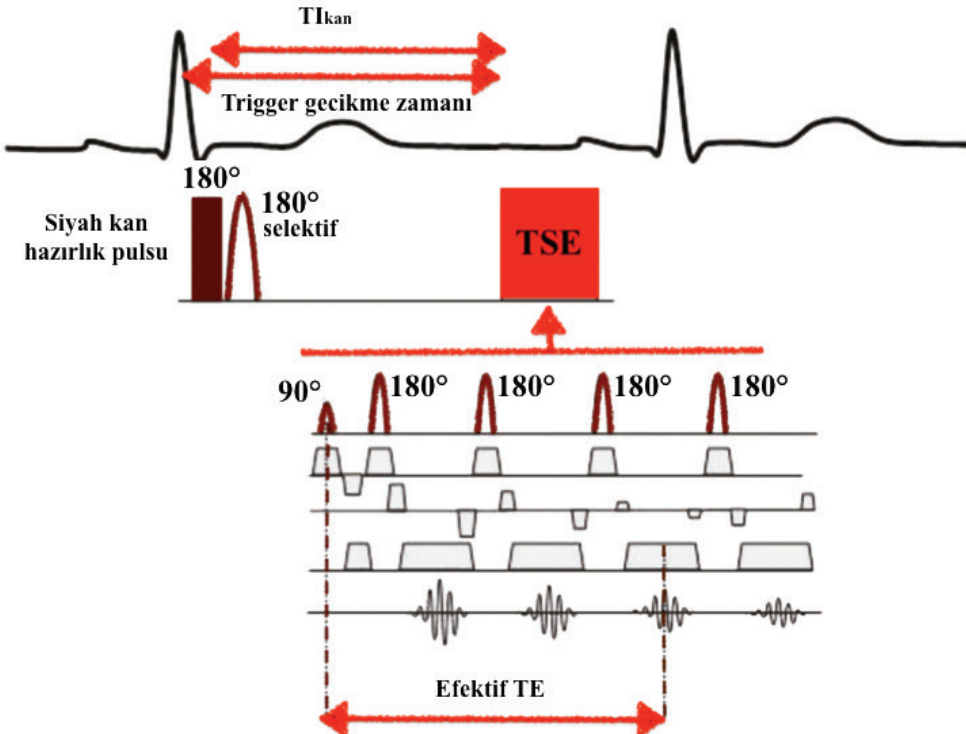
Bu görüntüleme tekniğinde karşılaşılan en yaygın sorunlardan biri; siyah kan tekniği hazırlık aşaması ve FSE/TSE görüntü alımı arasındaki zamanda, re-inverte miyokart dokusunun kesit görüntü alanı dışına hareketi sonucu gelişen sinyal kaybıdır. Bu etki, siyah kan hazırlık aşamasında ikinci 180° puls ile re-invert edilen doku kesit kalınlığının artırılması yoluyla önlenabilir [4, 8].

SİNE GÖRÜNTÜLEME

Kalbin fonksiyonel değerlendirmesinde kritik öneme sahip olan sine görüntüleme tekniği, kardiyak MR incelemesinin çok önemli bir



Şekil 3. Siyah Kan-Double Inversion Recovery Puls tekniği.



Şekil 4. Siyah Kan-FSE/TSE Puls sekansı.

bileşenidir. Sine görüntüler için çok kısa TR değerleri gerektiğinden, yalnızca gradient eko tabanlı puls sekanslar kullanılarak elde edilir. Görüntülerin kalp döngüsünün başlangıcından alınmasını sağlamak için, R dalgasından sonra mümkün olan en kısa trigger gecikme zamanı ayarlanır. Her bir kardiyak fazda elde edilen veriler ayrı bir k-space doldurulmasında kullanılır ve böylece her kardiyak faz için ayrı bir görüntü oluşturulur. Sonrasında tüm kardiyak fazlar için ayrı ayrı elde edilen görüntüler ard arda sıralanarak sine olarak izlenebilir hale gelir. Sine görüntüler ile hem kantitatif olarak kalbin fonksiyonel değerlendirmesi, hem de kantitatif olarak duvar hareketleri ve kan akışının görsel değerlendirmesi yapılabilir.

Sine görüntüleme en yaygın yaklaşım retrospektif gating ile turbo veya fast gradient eko yöntemini birleştirmektedir. Bu, tüm kalp döngüsünün tek bir nefes tutma periyodu içinde görüntülenmesini sağlar. 1,5T MR cihazları ile yapılan incelemelerde 'balanced Steady State Free Precession' (b-SSFP) gradient eko sekansı, kardiyak siklus boyunca kan ve miyokard arasında yüksek intrinsik kontrasta ulaşabildiği için çoğu fonksiyonel görüntüleme ve volümetrik değerlendirmede tercih edilen tekniktir. Yoğun artefakt oluşturması nedeniyle başlangıçta b-SSFP puls sekansının 3,0T MR cihazlarında kullanımını sınırladığı [12-16]. Ancak son teknik gelişmeler ile, 3,0T MR cihazlarında da bu yöntemin kalitesinde ve güvenilirliğinde iyileşmeler gösterilmiş olup klinik pratikte başarılı bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır [17-19].

Spoiled gradient eko puls sekansların akıma karşı duyarlılıkları yüksek olduğundan, daha çok kapak hastalıkları ve jet akım değerlendirmesinde kullanılır. Ayrıca bu sekans, artefakt oluşumuna eğilim daha düşük olduğundan 3,0T MR cihazlarında b-SSFP sekansının yerine tercih edilebilir.

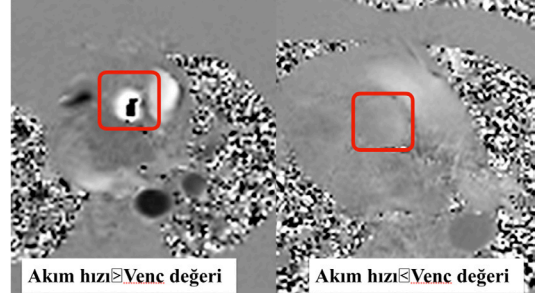
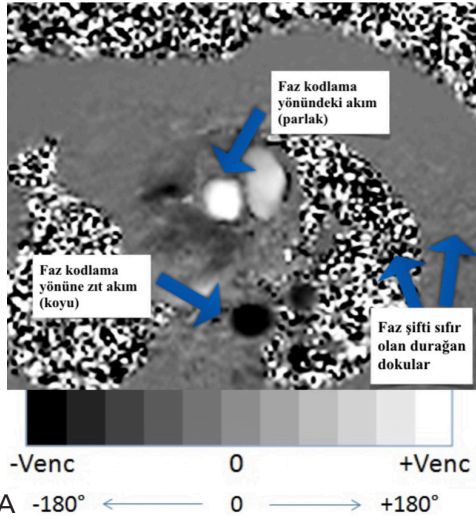
Her kalp fazında edinilen k-uzay çizgilerinin sayısı, sine puls sekanslar için temel parametre olarak kabul edilir [4]. Bu parametre değerinin yüksek tutulması, veri edinim süresini kısaltırken aynı zamanda kalp fazları arasındaki süreyi de artırır. Buna bağlı olarak, kardiyak siklusdaki kardiyak fazların sayısını, dolayısıyla sine

'frame' hızını veya temporal çözünürlüğü azaltır. Ancak aritmi ve nefes artefaktlarına duyarlılığı daha düşüktür [20].

AKIM HIZI DEĞERLENDİRMESİ

Kan akımı paternlerinin kantitatif değerlendirilmesi için sine gradient eko puls sekanslar ile faz kontrast görüntüler kullanılır. Spoiled spin eko puls sekanslar, b-SSFP sekanslarla kıyaslandığında kapak darlıkları veya yetmezlikleri, septal efektler ve vasküler stenotik değişikliklere bağlı jet akımları göstermede daha başarılıdır. Akan kandaki spinlerin manyetik alan yönündeki hareketleri, gradient eko puls sekans tekniği ile görüntülenir. Hareketli protonların faz değişikliği temeline dayanan bir görüntüleme yöntemidir. Akım özelliklerini verifiye etme, akım yönünü değerlendirme ve kapak düzeyindeki stenoz/regürjitasyon derecesini belirlemede kullanılır. Bipolar gradient puls uygulaması ile birbirine eşit ama farklı yönelimde iki gradient kullanılarak görüntüleme yapılır. Birinci gradient ile defaze olan hareketsiz dokular, ikinci gradient ile refaze olur. Ancak kan akımı ile ortamdaki uzaklaşan spinler için bu faz değişikliği gerçekleşmez. Yani bu iki gradient pulsu sonrası, akan kandaki transvers manyetizasyon durağan dokudaki transvers manyetizasyondan farklıdır. Böylece durağan dokularda herhangi bir faz şifti olmazken, hareketli spinlerin yeri değiştiğinden, uygulanan gradient yönündeki kan akımının hızıyla orantılı bir faz şifti oluşur [21-23].

Faz haritası denen, transvers manyetizasyon fazına bağlı piksel tabanlı görüntülerle kan akım hızı ölçümleri mümkün olur. Fakat transvers manyetizasyon fazında değişikliklere neden olabilecek manyetik alan inhomojeniteleri ve hızın gradient yönü dışındaki komponentleri, substraksiyon yöntemi ile ortadan kaldırılır [24, 25]. Hız haritalarını gösteren görüntülerde gri skala ile sabit doku gri renkte, ileri yönlü akım beyaz, geri yönlü akım siyah olarak kodlanır (Şekil 5A). Faz kontrast görüntüleme ölçülebilecek maksimum hız aralığını gösteren parametre; Venc (velocity encoding) değeridir (cm/sn). Eğer kan akımının pik hızı Venc değeri



B

Resim 5. A, B. (A) Hız haritaları görüntülerinde gri skala. (B) Venc değerinin doğru seçilmediği durumlarda oluşabilecek artefaktlar.

rini aşarsa ‘aliasing’ artefaktı olur. Venc değerinin kan akımının pik hızını aştığı durumlarda ise faz kodlama yönünü gösteren renk skalasında silikleşme olur (Şekil 5B) [22].

KONTRAST MADDE SONRASI GEÇ FAZ GÖRÜNTÜLEME

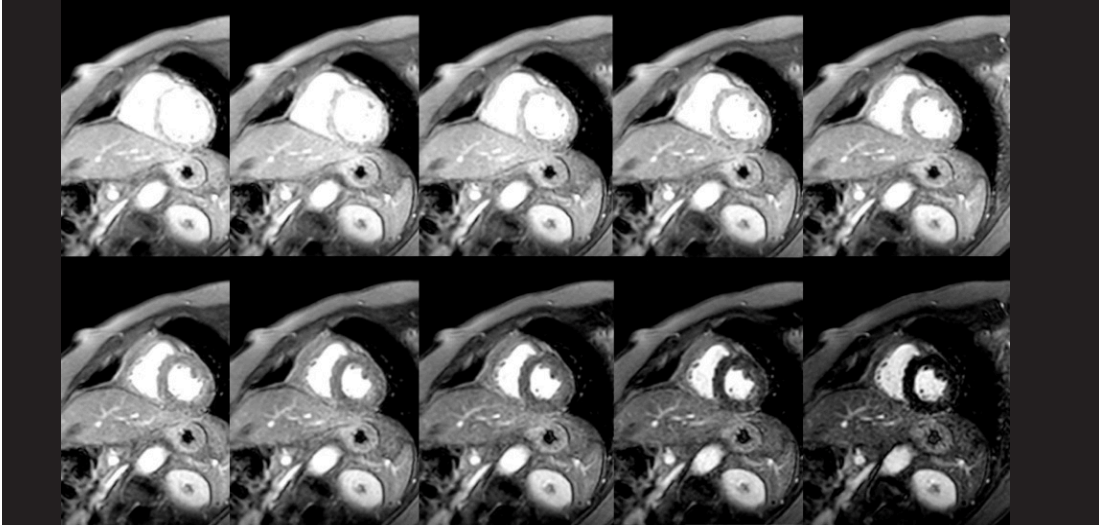
Geç gadolinyum (Gd) kontrastlanması, Gd içeren kontrast madde uygulaması sonrasında 10-15 dakika sonra IR-FGE (inversion recovery, segmented, fast/turbo gradient eko) görüntüler ile değerlendirilir. Gd temelli kontrast maddeler miyokard hücrelerine girmezler, ancak intravenöz enjeksiyondan birkaç dakika sonra kalbin interstisyel veya ekstraselüler boşluklarına dağılırlar. Gd’un biriktiği her alanda T1 değerleri kısalmır, bu da T1 ağırlıklı görüntülerde yüksek sinyale neden olur. Erken aşamada (1-3 dakika) Gd öncelikle kan havuzunda ve normal miyokardda bulunur. Daha sonraki aşamalarda (10-20 dakika) gadolinyum normal dokulardan yıkanır, ancak hücre dışı kompartmanda genişlemeye neden olan patolojik durumlarda, dokular tarafından tutulur. **IR sekanslarda; normal miyokardın en düşük sinyalle izlendiği ‘null’ görüntüler elde edilerek patolojik dokudaki kontrastlanmayı en doğru şekilde gösterebilmek hedeflenir. Bunun için sağlam miyokardial dokudaki optimal TI (inversion time) değerinin**

bilinmesi gerekir [26, 27]. Optimal TI değerinin belirlenmesi için, her hastada IR sekansı öncesinde gradient eko veya b-SSFP tekniği ile TI scout görüntüleme yapılır (Şekil 6). TI değerinin uygun seçilmesi önemlidir. Eğer TI olması gerekenden uzun seçilirse kontrast tutan doku normal miyokarddan ayırt edilemez, TI değeri kısa seçilirse infarkte doku gerçek boyutundan daha küçük görünür.

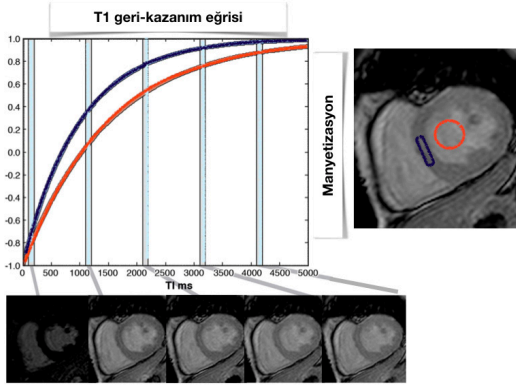
Amiloidoz gibi, miyokardın TI değerinin belirlenmesini zorlaştırarak non-diagnostik görüntülere yol açan bazı durumların üstesinden gelmek için PSIR (phase-sensitive inversion recovery) tekniği geliştirilmiştir. PSIR tekniği ile dokudaki negatif longitudinal manyetizasyon, pozitif longitudinal manyetizasyondan daha koyu görüldüğü için kontrast tutan doku normal miyokarddan her zaman daha yüksek sinyalde izlenir. Bu nedenle TI değerine bağlı dezavantajlar belirgin şekilde azalır. PSIR sekansı yardımı ile TI değeri kullanılmadan da iyi görüntüler elde edilebilir. Ancak uygun TI değeri ayarlanarak alınan PSIR görüntüler daha kaliteli olacaktır [26-28].

T1 HARİTALAMA TEKNİĞİ

Miyokardiyal dokunun T1 relaksasyon zamanının çeşitli patolojik değişiklikler için değerli bir biyomarker olduğu düşünülmektedir.



Resim 6. T1 scout görüntüleme.



Şekil 7. T1 ağırlıklı çoklu görüntülerin sinyallerinin T1 relaksasyon denkleminin uyarlanması.

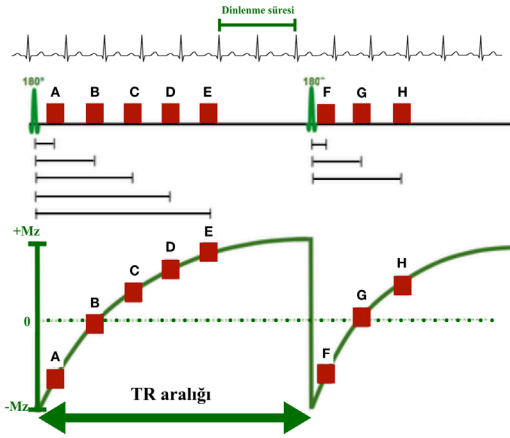
Bu düşünceden yola çıkılarak, sadece görüntü kontrastıyla yorum yapmak dışında T1 değerinin ölçülmesine olanak sağlayan T1 haritalama tekniği geliştirilmiştir. Kontrast sonrası görüntülerle de kombine edilerek iskemik ve noniskemik hastalıklarda interstisyel remodeling konusunda kapsamlı bir değerlendirme imkanı sağlamaktadır [29]. T1 haritalama için temel prensip, farklı T1 ağırlıklarına sahip çoklu görüntüler elde etmek ve görüntülerin sinyal yoğunluklarını T1 relaksasyon denkleminin uyarlamaktır (Şekil 7).

Klinik uygulamada T1 haritalaması için en yaygın kullanılan teknik, modifiye Look-Locker (MOLLI) sekansı ve varyantlarıdır. MOLLI tekniği önceki T1 haritalama tekniklerine göre önemli bir ilerleme sağlamıştır [30]. MOLLI sekansında, ‘single-shot’ görüntüler, inversiyon pulsundan sonra 3 ila 5 kalp atımı süresinde diyastol fazında aralıklı olarak elde edilir. Bu da R-R intervalinde, T1 geri-kazanım eğrisine uyan aralıklı görüntülerle sonuçlanır. T1 geri kazanım eğrisini daha eşit bir şekilde örneklemek için az farklı T1 değerlere sahip çoklu inversiyonlar kullanılır. MOLLI tekniğinin yüksek oranda tekrarlanabilir olduğu gösterilmiştir ve yüksek sinyal/gürültü oranına sahip kaynak görüntüler vermektedir [30, 31].

Döngüler arasında longitudinal manyetizasyonun geri kazanılmasını sağlamak için kısa dinlenme süreleri serpiştirilir. Paralel görüntüleme yöntemleri ve konjugat simetri tekniğinin yardımıyla miyokardiyal T1 değerlerinin her kesit için sadece bir nefes tutma (yaklaşık 20 saniye) süresinde elde edilmesine olanak sağlar. Popüler MOLLI varyasyonlarından biri 5(3)3 varyasyonudur. Bu geri-kazanım, sadece 11 kalp atımı gereksinimi avantajına sahiptir ve 5 atım geri-kazanımını başlangıca taşıyarak, daha fazla geri-kazanım manyetizasyonuna imkan verir (Şekil 8). Ayrıca nefesini 20 saniye boyunca tutamayacak hastalar için, daha kısa çekim zamanına sahip, 5(1)1(1)1 şeması kullanılarak oluşturulan ‘kısaltılmış’ MOLLI (shMOLLI) sekansı geliştirilmiştir [31].

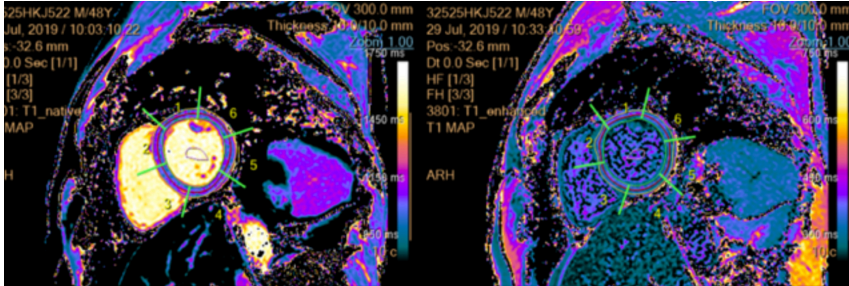
EKSTRASELÜLER VOLÜM GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİ

Miyokardium, kabaca üç kompartmandan oluşur: a) intraselüler kompartman (miyositler, fibroblastlar, endotel hücreleri ve düz kas hücrelerini içerir); b) intravasküler kompart-



Şekil 8. MOLLI 5(3)3 varyasyonu illüstrasyonu.

man; ve c) interstisyel kompartman (intrase-lüler ve intravasküler kompartman dışında ka-lan miyokardiyal alan). Ekstraselüler volüm (ECV), interstisyel ve intravasküler boşlukları içerir ve genel olarak, ECV'deki değişiklikler-in ağırlıklı olarak interstisyel volüm fraksi-yonundaki değişikliklerden kaynaklandığı varsayılır. ECV görüntüler, nativ ve kontrast madde enjeksiyonu sonrası T1 haritalama tekniklerinin kombinasyonu ile oluşturulur. Herhangi bir dokunun T1 relaksasyon oranı ($R1=1/T1$) Gd konsantrasyonu ile orantılı ola-rak değişir. T1 haritalama teknikleri ile, kan ve miyokardın relaksasyon oranlarının kont-rast uygulaması öncesi ve sonrasında hesap-lanması sağlanır. Elde edilen T1 değerleri, ECV fraksiyonu hesaplamasında kullanılan formüle uyarlanarak değerlendirme yapılır (Şekil 9). Bu formül için yalnızca miyokardın değil kanın da T1 değeri bilinmelidir. Çün-kü, Gd sadece plazmada bulunduğu ve sağlam eritrositlerin içerisine girmediğinden ECV fraksiyonu hesaplamasında, hematokrit için ayrıca bir düzenleme olması gerekir.



	Segment 1	Segment 2	Segment 3	Segment 4	Segment 5	Segment 6	Summary
T1 Native	1164±121...	1196±117...	1177±76...	1123±61...	1131±67...	1177±48...	1167±91...
R1 Native	0.87±0.08...	0.84±0.08...	0.85±0.05...	0.89±0.05...	0.89±0.05...	0.85±0.04...	0.86±0.06...
T1 Enhanced	386±33.4...	374±17.1...	376±17.2...	398±25.5...	351±40.6...	358±33.3...	374±32.9...
R1 Enhanced	2.61±0.23...	2.68±0.12...	2.67±0.12...	2.52±0.16...	2.89±0.35...	2.81±0.26...	2.69±0.25...
ε	29.1 %	30.8 %	30.4 %	27.3 %	32.9 %	32.6 %	30.5 %
ROI Area Native	110 mm²	61.8 mm²	68.7 mm²	26.1 mm²	59.1 mm²	119 mm²	445 mm²
ROI Area Enhanced	85.1 mm²	68.7 mm²	53.6 mm²	56.3 mm²	50.8 mm²	75.5 mm²	390 mm²
Hematocrit	38.8 %	38.8 %	38.8 %	38.8 %	38.8 %	38.8 %	38.8 %
Field Strength	1.5 T	1.5 T	1.5 T	1.5 T	1.5 T	1.5 T	1.5 T

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

Şekil 9. ECV fraksiyonu değerlendirmesi.

- [9]. Einstein S, Outwater E, Kressel HY. First principles of fast spin echo. *Magn Reson Q* 1992; 8: 199-244.
- [10]. Constable RT, Anderson AW, Zhong J, Gore JC. Factors influencing contrast in fast spin-echo MR imaging. *Magn Reson Imaging* 1992; 10: 497-511. [\[Crossref\]](#)
- [11]. Liu Y, Riederer SJ, Ehman RL. Magnetization-prepared cardiac imaging using gradient echo acquisition. *Magn Reson Med* 1993; 30: 271-5. [\[Crossref\]](#)
- [12]. Carr JC, Simonetti O, Bundy J, Li D, Pereles S, Finn JP. Cine MR angiography of the heart with segmented true fast imaging with steady-state precession. *Radiology* 2001; 219: 828-34. [\[Crossref\]](#)
- [13]. Michaely HJ, Nael K, Schoenberg SO, Laub G, Reiser MF, Finn JP, et al. Analysis of cardiac function - Comparison between 1.5 Tesla and 3.0 Tesla cardiac cine magnetic resonance imaging. *Invest Radiol* 2006; 41: 133-40. [\[Crossref\]](#)
- [14]. Plein S, Bloomer TN, Ridgway JP, Jones T, Bainbridge G, Sivananthan MU. Steady-state free precession magnetic resonance imaging of the heart: Comparison with segmented k-space gradient echo imaging. *J Magn Reson Imaging* 2001; 14: 230-6. [\[Crossref\]](#)
- [15]. Thiele H, Nagel E, Paetsch I, Schnackenburg B, Bornstedt A, Kouwenhoven M, et al. Functional cardiac MR imaging with steady-state free precession (SSFP) significantly improves endocardial border delineation without contrast agents. *J Magn Reson Imaging* 2001; 14: 362-7. [\[Crossref\]](#)
- [16]. Barkhausen J, Ruehm SG, Goyen M, Buck T, Laub G, Debatin JF. MR evaluation of ventricular function: True fast imaging with steady-state precession versus fast low-angle shot cine MR imaging: Feasibility study. *Radiology* 2001; 219: 264-9. [\[Crossref\]](#)
- [17]. Schar M, Kozerke S, Fischer SE, Boesiger P. Cardiac SSFP imaging at 3 Tesla. *Magn Reson Med* 2004; 51: 799-806. [\[Crossref\]](#)
- [18]. Kelle S, Nagel E. Cardiovascular MRI at 3T. *Eur Radiol Suppl* 2007; 17: F42-7. [\[Crossref\]](#)
- [19]. Lee VS, Hecht EM, Taouli B, Chen Q, Prince K, Oesingmann N. Body and cardiovascular MR imaging at 3.0T. *Radiology* 2007; 244: 692-705. [\[Crossref\]](#)
- [20]. McGee KP, Debbins JP, Boskamp EB, Blawat L, Angelos L, King KF. Cardiac magnetic resonance parallel imaging at 3.0 Tesla: Technical feasibility and advantages. *J Magn Reson Imaging* 2004; 19: 291-7. [\[Crossref\]](#)
- [21]. Evans AJ, Blinder RA, Herfkens RJ, Spritzer CE, Kuethle DO, Fram EK, et al. Effects of turbulence on signal intensity in gradient echo images. *Invest Radiol* 1988; 23: 512-8. [\[Crossref\]](#)
- [22]. Kilner P, Mohiaddin R. Valvular heart disease. In: Manning WJ, Pennell DJ, editors. *Cardiovascular Magnetic Resonance*. Philadelphia: Saunders; 2010.p.510-4. [\[Crossref\]](#)
- [23]. Spritzer CE, Pelc NJ, Lee JN, Evans AJ, Sostman HD, Riederer SJ. *Radiology* 1990; 176: 255-62. [\[Crossref\]](#)
- [24]. Lotz J, Meier C, Leppert A, Galanski M. Cardiovascular flow measurement with phase-contrast MR imaging: Basic facts and implementation. *Radiographics* 2002; 22: 651. [\[Crossref\]](#)
- [25]. Gatehouse PD, Keegan J, Crowe LA, Masood S, Mohiaddin RH, Kreitner K-F, et al. Applications of phase-contrast flow and velocity imaging in cardiovascular MRI. *Eur Radiol* 2005; 15: 2172-84. [\[Crossref\]](#)
- [26]. Doltra A, Amundsen BH, Gebker R, Fleck E, Kelle S. Emerging concepts for myocardial late gadolinium enhancement MRI. *Curr Cardiol Rev* 2013; 9: 185-90. [\[Crossref\]](#)
- [27]. Oshinski JN, Yang Z, Jones JR, Mata JF, French BA. Imaging time after Gd-DTPA injection is critical in using delayed enhancement to determine infarct size accurately with magnetic resonance imaging. *Circulation* 2001; 104: 2838-42. [\[Crossref\]](#)
- [28]. Pereira RS, Prato FS, Wisenberg G, Sykes J, Yvorchuk KJ. The use of Gd-DTPA as a marker of myocardial viability in reperfused acute myocardial infarction. *Int J Cardiovasc Imaging* 2001; 17: 395-404. [\[Crossref\]](#)
- [29]. Taylor AJ, Salerno M, Dharmakumar R, Jerosch-Herold M. T1 mapping: Basic techniques and clinical applications. *JACC Cardiovasc Imaging* 2016; 9: 67-81. [\[Crossref\]](#)
- [30]. Messroghli DR, Radjenovic A, Kozerke 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. [\[Crossref\]](#)
- [31]. Kellman P, Wilson JR, Xue H, Ugander M, Arai AE. Extracellular volume fraction mapping in the myocardium, part I: Evaluation of an automated method. *J Cardiovasc Magn Reson* 2012; 14: 63. [\[Crossref\]](#)
- [32]. Verhaert D, Thavandiranathan 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. [\[Crossref\]](#)
- [33]. 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 [\[Crossref\]](#)

Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

Cemile Ayşe Görmeli

Sayfa 304

Turbo ya da fast spin eko (TSE/FSE) puls sekanslarda; başlangıçtaki 90° puls sonrasında konvansiyonel spin eko tekniğinden farklı olarak multiple sayıda 180° pulslar ile çoklu ekolar üretilir. Her eko ile yeni bir k-space satırı doldurulur ve her uyarı pulsunda elde edilen ekoların sayısı ETL (echo train length) ya da turbo faktör olarak adlandırılır. Bir nefes tutma periyodunda, görüntü elde etme zamanını azaltmak için genellikle 15 veya 16 ETL değeri kullanılır.

Sayfa 304

Bu sekans adından da anlaşılacağı gibi, EKG tetiklemesi eşliğinde uygulanan iki RF-inversiyon pulsu ile oluşturulur. İlk inversiyon pulsu non-selektif, ikinci inversiyon pulsu selektif pulstur. Yani ilk 180° puls ile inceleme alanındaki tüm protonlar invert olduktan sonra selektif ikinci 180° puls uygulanarak dokudan gelen sinyal re-invert hale gelir. Bu sırada kesite dışarıdan gelen kan invert durumda olduğu için sinyal vermez. Böylece kan akımı olan alanlar siyah görünür.

Sayfa 307

Sine görüntüler için çok kısa TR değerleri gerektiğinden, yalnızca gradient eko tabanlı puls sekanslar kullanılarak elde edilir. Görüntülerin kalp döngüsünün başlangıcından alınmasını sağlamak için, R dalgasından sonra mümkün olan en kısa trigger gecikme zamanı ayarlanır. Her bir kardiyak fazda elde edilen veriler ayrı bir k-space doldurulmasında kullanılır ve böylece her kardiyak faz için ayrı bir görüntü oluşturulur. Sonrasında tüm kardiyak fazlar için ayrı ayrı elde edilen görüntüler ard arda sıralanarak sine olarak izlenebilir hale gelir.

Sayfa 308

IR sekanslarda; normal miyokardın en düşük sinyalle izlendiği 'null' görüntüler elde edilerek patolojik dokudaki kontrastlanmayı en doğru şekilde gösterebilmek hedeflenir. Bunun için sağlam miyokardial dokudaki optimal TI (inversion time) değerinin bilinmesi gerekir. Optimal TI değerinin belirlenmesi için, her hastada IR sekansı öncesinde gradient eko veya b-SSFP tekniği ile TI scout görüntüleme yapılır. TI değerinin uygun seçilmesi önemlidir. Eğer TI olması gerekenden uzun seçilirse kontrast tutan doku normal miyokarddan ayırt edilemez, TI değeri kısa seçilirse infarkte doku gerçek boyutundan daha küçük görünür.

Sayfa 309

Klinik uygulamada T1 haritalaması için en yaygın kullanılan teknik, modifiye Look-Locker (MOLLI) sekansı ve varyantlarıdır. MOLLI tekniği önceki T1 haritalama tekniklerine göre önemli bir ilerleme sağlamıştır. MOLLI sekansında, 'single-shot' görüntüler, inversiyon pulsundan sonra 3 ila 5 kalp atımı süresinde diyastol fazında aralıklı olarak elde edilir. Bu da R-R intervalinde, T1 geri-kazanım eğrisine uyan aralıklı görüntülerle sonuçlanır. T1 geri kazanım eğrisini daha eşit bir şekilde örneklemek için az farklı TI değerlere sahip çoklu inversiyonlar kullanılır.

Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

Cemile Ayşe Görmeli

1. 90° puls sonrasında multiple sayıda 180° pulslarla üretilen her eko ile yeni bir k-space satırı doldurulan ve her uyarı pulsunda elde edilen ekoların sayısı ‘echo train lenght’ ya da ‘turbo faktör’ olarak adlandırılan teknik aşağıdakilerden hangisidir?
 - a. b-SSFP
 - b. Turbo/Fast Spin Eko
 - c. İnversion recovery
 - d. Geç faz görüntüleme
2. Siyah kan-double inversion recovery puls tekniği için aşağıdakilerden hangisi doğru değildir?
 - a. EKG tetiklemesi eşliğinde uygulanan iki RF-inversiyon pulsı ile oluşturulur.
 - b. İlk inversiyon pulsı non-selektif, ikinci inversiyon pulsı selektif pulstur.
 - c. Kesite dışarıdan gelen kan invertte durumda olduğu için yüksek sinyal verir.
 - d. İlk 180° puls ile inceleme alanındaki tüm protonlar invert olduktan sonra ikinci 180° puls uygulanarak dokudan gelen sinyal re-invert hale gelir.
3. Aşağıda Sine görüntüleme tekniği ile ilgili verilen bilgilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Sine görüntüler için çok kısa TR değerleri gerekir.
 - b. Yalnızca gradient eko tabanlı puls sekanslar kullanılarak elde edilir.
 - c. R dalgasından sonra mümkün olan en kısa trigger gecikme zamanı ayarlanır.
 - d. Her bir kardiyak faz için ayrı görüntü oluşturmak mümkün değildir.
4. Kontrast madde sonrası geç faz görüntüleme tekniği için aşağıdakilerden hangisini söylemek doğru olmaz?
 - a. Gadolinyum temelli kontrast maddeler enjeksiyondan birkaç dakika sonra kalbin interstisyel veya ekstraselüler boşluklarına dağılırlar.
 - b. Gadolinyum, dokuların T1 değerlerini kısaltarak T1 ağırlıklı görüntülerde yüksek sinyale neden olur.
 - c. Gadolinyum enjeksiyonu sonrası 10-20. dakikada miyokard içine yüksek miktarda kontrast madde dağılımı olur.
 - d. PSIR sekansı yardımı ile TI (inversion time) değeri kullanılmadan da iyi görüntüler elde edilebilir
5. MOLLI sekansında, inversiyon pulsundan sonra 3-5 kalp atımı süresinde diyastol fazında aralıklı ‘single-shot’ görüntüler ve R-R intervalinde, T1 geri-kazanım eğrisine uyan aralıklı imajlar elde edilir. Sözü edilen MR tekniği aşağıdakilerden hangisi olabilir?
 - a. b-SSFP gradient eko tekniği
 - b. Faz kontrast görüntüleme tekniği
 - c. T1 haritalama tekniği
 - d. T2 haritalama tekniği