

Kardiyak MRG Teknikleri

Yahya Paksoy¹ , Mesut Sivri² 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Kardiyak MRG esasları ve kullanım alanları
- Kardiyak MRG protokolünde kullanılan sekansların özellikleri, avantaj ve dezavantajları
- Kardiyak MRG'de görüntüyü iyileştirme, görüntü eldesini hızlandırma ve artefaktları giderme yöntemleri

Paksoy Y, Sivri M. Kardiyak MRG Teknikleri. Trd Sem 2018; 6: 121-132.

Giriş

Kardiyak manyetik rezonans görüntüleme (MRG); kardiyak kitleler, miyokardiyal iskemi veya infarktüs, kardiyomyopatiler, aritmojenik sağ ventrikül kardiyomyopatisi (ARVC), kapak hastalığı, koroner arter hastalığı, perikart hastalığı ve kompleks konjenital anomaliler gibi çok çeşitli doğumsal ve edinsel kalp hastalıklarının değerlendirilmesinde tanıda etkili, güvenilir, invaziv olmayan ve iyonizan radyasyon içermeyen bir yöntemdir [1, 2]. Fonksiyonel ve anatomik değerlendirme, iyonizan radyasyon içermemesi, yüksek yumuşak doku kontrastı, kardiyak boşlukların yüksek rezolüsyonlu ve multiplanar değerlendirilmesi önemli avantajlarındandır. Bilgisayarlı tomografi (BT)'ye göre uzun çekim süresi, koroner kalsifikasyonların değerlendirilememesi, koroner arter değerlendirilmesinde BT kadar yüksek rezolüsyon sağlamaması dezavantajları arasında sayılabilir. İntrakranial veya intraokuler metaller, metalik klipsler veya stentler, kardiyak pacemaker ve

kohlear implant gibi ferromanyetik maddelerin varlığında kontrendikedir [3]. Ancak MR uyumlu materyallerin kullanılmaya başlanmasıyla bu problem çözülmeye başlamıştır [4].

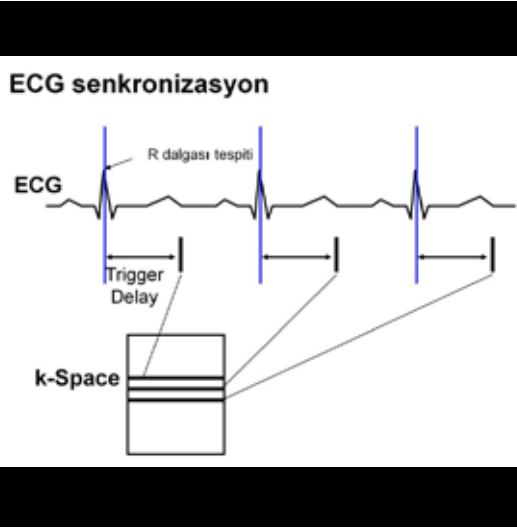
Kalbin MRG ile görüntülenmesi, organın kompleks ve hızlı hareketi, büyük vasküler yapıların pulsatilitesi nedeniyle zor bir yöntemdir. Gelişen MR teknolojisi özellikle koil ve gelişmiş hızlı pulse sekans altyapısı ile kaliteli görüntü alabilme kapasitesi artmıştır. Ayrıca EKG tetikleme, navigator echo solunum tetikleme, nefes tutma teknikleri, hızlı ve yüksek-performanslı gradientler, alan homojeniteindeki yenilikler gibi yöntemlerle bu sorunlar azaltılabilir.

İncelemenin yapılabilmesi için MRG cihazının gücü 1.0 T ve üzeri olmalıdır. Faz dizi-
limli yüzeyel dedike kardiyak veya batın sarmal kullanılmalıdır. Kesit kalınlığı 8 mm'yi kesitlerarası boşluk kesit kalınlığının %20'sini geçmemelidir. Tüm kardiyak incelemelerde en az "iki oda, dört oda ve kısa aks" düzlemlerde kesitler elde olunmalıdır. FOV olduğunca çev-

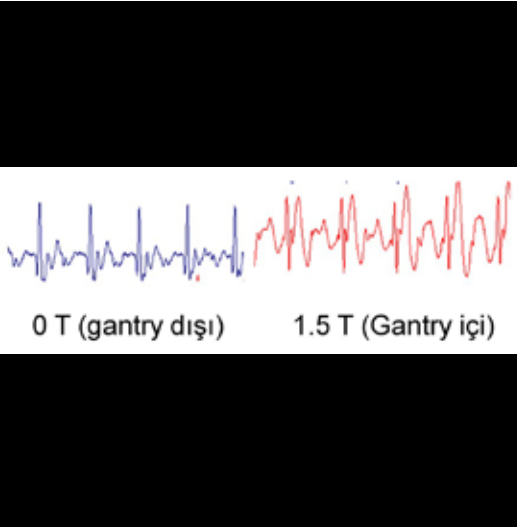
¹Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı, Radyoloji, Konya, Türkiye

²Ankara Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hematoloji Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji, Ankara, Türkiye

✉ Yahya Paksoy • yahyapaksoy@yahoo.com



Resim 1. R dalgası bir başlangıç noktasıdır. Trigger delay ve siklus buna göre belirlenir.

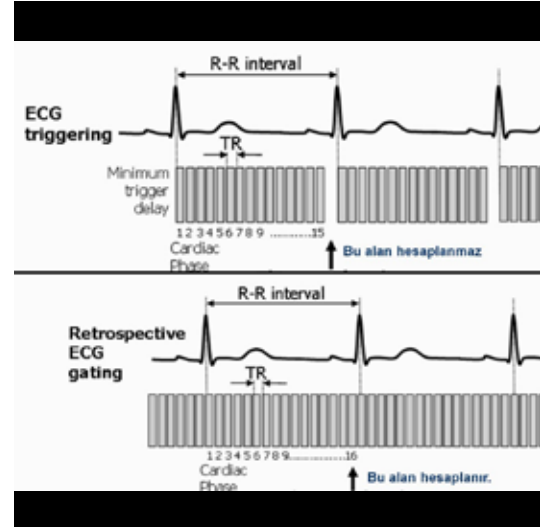


Resim 2. Hasta gantry içine girince T dalgası yüklenmektedir ve R dalgası gibi gözükabilmektedir.

re dokuları az içerecek ve tüm kalp dokularını kapsayacak şekilde ayarlanmalıdır. Kardiyak MRG için çok sayıda sekans tanımlanmıştır ve uygulanmaktadır.

EKG Tetikleme

Kardiyak siklusun fazını belirlemek, gerekli noktalardan veri toplamak için aynen kardiyak BT'de olduğu gibi EKG tetikleme gereklidir. Ayrıca kalbin hareket artefaktı da engellenmektedir. Her siklus R dalgası ile başlar ve R dalgası



Resim 3. Retrospektif yöntemde CINE görüntüleme tüm siklus boyunca bilgi varken (alt sıra), prospektif yöntemde (üst sıra) siklusun çok az bir kısmından bilgi yoktur. Bu durum CINE görüntüler dikkatli izlenirse farkedilir.

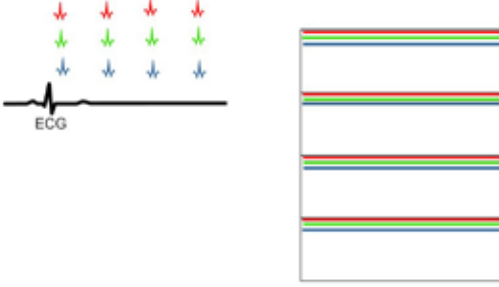
referans noktası olarak kullanılmaktadır. R-R aralığı bir siklusu ifade eder. EKG tetikleme prospektif veya retrospektif olabilir [5].

EKG tetiklemedeki mantık cihaza şu komutu vermektir: “Şimdi bir R dalgası gelecek. Ona göre davran yani işlemi ona göre başlat ve sonlandır”. Kardiyak görüntüleme kalp hareketi ile senkronize olmalıdır. Bu da EKG ile sağlanır. Ventrikül kontraksiyonu QRS kompleksinden sonradır ve diyastol sonunda bir görüntü almak için Trigger delay belirlenmelidir (Resim 1).

Eğer EKG sinyaliniz bozuksa yada yoksa çekime asla başlamayın. EKG sinyali gantry nin içinde bozulabilir. Ayrıca cihazın tesla gücüne göre T dalgası boyutu artarak QRS kompleksi gibi gözükabilir (Resim 2). Bu nedenle iyi bir EKG sinyali zorunludur.

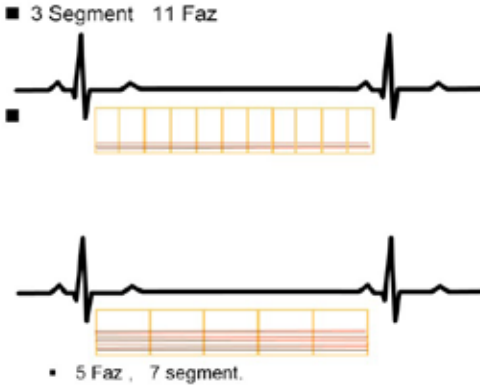
Prospektif tetiklemede sadece gerekli veriler toplanır. Tek fazlı anatomik kesitler alınacaksa genellikle trigger delay belirlenerek diyastolik fazda tek anatomik kesit alınır. CINE görüntülerde ise kardiyak siklusun tamamından biraz azını hesaplanır. Yüksek kalp hızı bu tekniğin uygulanabilirliğini kısıtlar. Aritmi ve nabız değişikliklerine duyarlıdır [6]. Acquisition window elle ayarlanabilir. Cine frame-rate data segment tarafından belirlenebilir. Acquisition

k-space in 3 kalp atımında 4 segmentli yada turbo faktörlü dolduruluşu:



Resim 4. Her bir kalp atımında k space in 4 satırı doldurulmaktadır. Bu örnekte 3 kalp atımı süresince dolan k space satırları gözükmemektedir. Bu örnekte eğer Faz yönündeki matrix 256 ise $256/4=64$ kalp atımı demektir. Bu da nefes tutmakla sağlanamaz. O nedenle nefesten bağımsız yapılır yada daha hızlandırıcı yöntemler kullanılır. Örneğin segment sayısı artırılır yada matrix düşür yada HALF FORİER açılır.

Segmentli CINE sekans



Resim 5. Üstteki çekim şeklinde CINE görüntü 11 imajdan oluşmaktadır. Her kalp atımında k space in 3 satırı doldurulur. Altta ki ise 5 imaj vardır. Her kalp atımında 7 satır doldurulur. Altta ki çekim süresi daha kısadır.

window RR intervalinin yaklaşık %90'ı olarak seçilir yada değişken nabızlarda biraz daha azı olabilir.

Retrospektif görüntülemeye kardiyak siklus

boyunca sürekli görüntü elde edilir ve istenen veri seçilerek sonradan işlenebilir (**Resim 3**). Çekim sırasında cihaz sonraki kalp atımına kadar çok sayıda faz elde eder ve bundan sonraki satırların doldurulmasına başlar. En sonunda ise irregüler kalp atımları düzeltilmeye çalışılır. Retrospektif tetikleme kalp hızı dalgalarına daha az duyarlıdır ancak prospektif yöntemde göre daha uzun zaman alır. Acquisition window otomatik ayarlanır.

Hızlı Çekimler (Segment ve Turbo Faktör)

Kalp çekimleri nefes tutmalı yapıldığından hızlı olması gerekmektedir. Bu nedenle de bazı hızlandırıcı yöntemler kullanılır.

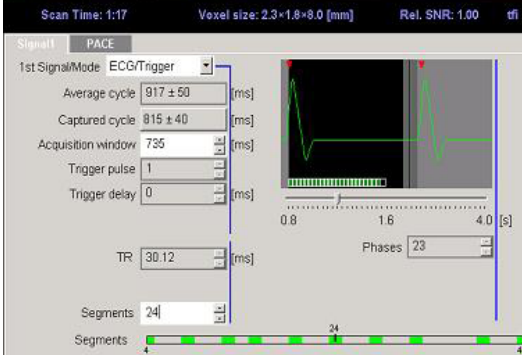
Kardiyak çekimlerde eğer TSE (Turbo spin eko) sekansı kullanıyorsak çekimi hızlandırmak ve süreyi kısaltmak için turbo faktörü artırılır (Resim 4**). Turbo faktör her bir kalp atımındaki yada siklusundaki doldurulan k space satırını belirler. GRE sekanslarda turbo faktörün adı segmenttir. Diğer bir hızlandırma yöntemi ise Half forier (HASTE) tekniği ile yarıdan fazla doldurulan k space in ayna hayali alınarak çekim daha da hızlandırılabilir.**

Bu durumda bilinmesi gereken bir şey daha var o da "Faz". Faz bir kalp siklusunda kaç görüntünün alındığıdır. Anatomik imajlar için genellikle tek faz anırki bu da diyastol sonuna denk gelir. CINE görüntüler için tüm kalp siklusu fazlara bölünür (**Resim 5**). Diğer bir ifadeyle faz sayısı CINE görüntünün frame rate ini belirler.

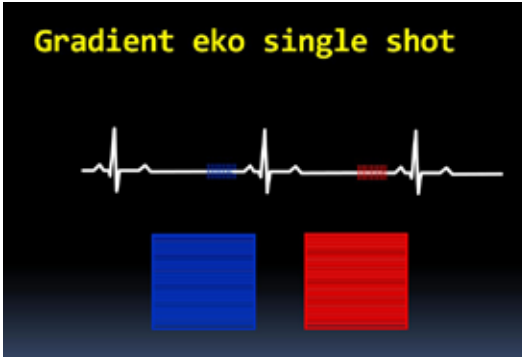
Segment sayısı artırılınca çekim süresi ve Faz sayısı düşer. Segment ve faz kullanıcı bağımlı olup çekim sayfası kartı üzerinden kullanıcı tarafından değiştirilebilir (**Resim 6**). Çekim süresi TR X matrisindeki faz kodlama satırı/segment kadardır.

Bazen çekimi daha da hızlandırmak için eko paylaşımı yapılabilir. Eko paylaşımı bir nefes tutmada çok kesitli cine görüntülemeye izin verir. Tüm kardiyak incelemeyi hızlandırır ve nefes tutma sayısını azaltır.

Hızlı çekim için diğer bir yöntem de sigle shot yöntemidir. Tüm k space satırları tek bir kalp siklusunda doldurulur (**Resim 7**).



Resim 6. Bu görüntüde her bir kalp atımında 24 k space satırı doldurulacak ve RR aralığında 23 görüntü alınacak ve CINE olarak bu 23 görüntü oynatılacaktır.



Resim 7. Single shot tekniği. Her bir kalp siklusunda tüm k space dolduruluyor. Yani her bir kalp atımında bir görüntü alınıyor.



Resim 8. Segmentli ve single shot k space dolun şekli. İlkinde birden fazla kalp atımı gerekirken ikincide tek kalp atımında işlem tamamlanmaktadır.

Segmentli k space dolun tekniği birkaç kalp atımı gerektirir (Resim 8). Daha yüksek uzaysal ve temporal rezolüsyon sağlar (Resim 9). Aritmilere ve nefes alımına duyarlıdır. Çünkü

birkaç kalp atımı gerektirdiğinden nabız değişince görüntü bozulur, bulanıklaşır. Sebebi de nabız değişikliğine bağlı myokardın o fazdaki yerinin değişmesidir.

Single Shot K-space dolun tekniği tek kalp atımı gerektirir. Daha düşük uzaysal ve temporal rezolüsyon sağlar. Aritmilere duyarlı değil çünkü tek kalp atımında tüm data toplanmıştır. Nefes alımına duyarlı değildir.

Morfolojik Sekanslar

Scout (planlama) görüntüler single shot (SSFP) yada half Fourier single shot turbo spin eko (HASTE) sekansları ile serbest nefes sırasında alınabilir.

Morfoloji sekansları normal vücut planlarında aksiyal sagittal ve koronal planda alınır.

Parlak yada siyah kan metodu kullanılabilir. Hasta durumuna yada sekansın uzunluğuna göre nefes tutturmalı yada nefesten bağımsız yapılabilir.

Dark Blood (Siyah Kan) Yöntemleri

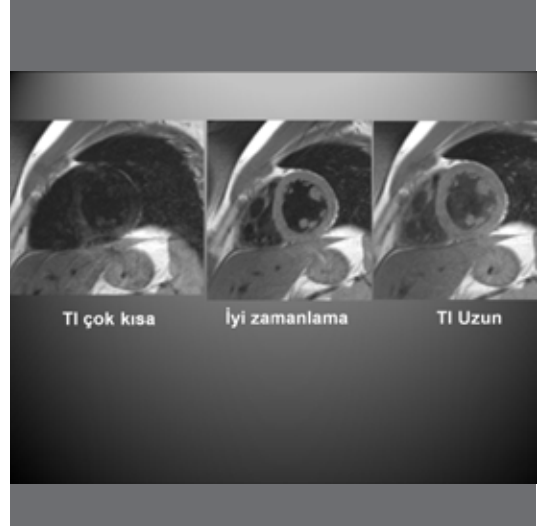
Çoğu sekans ve protokolle uygulanabilir. Spin eko ve gradient eko sekanslar kullanılabilir. Gradient eko sekanslarda hiperintens kan dark blood pulsu ile supresse edilebilir. Siyah kan yöntemleri bir tür inversiyon recovery (IR) sekanslardır.

Inversiyon Recovery

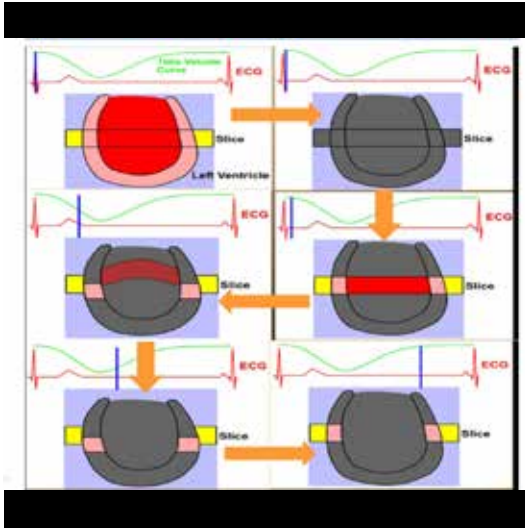
Akımı siyah olarak görüntülemenin en çok kullanılan yöntemi çift IR pulsu uygulamasıdır. Lümeden gelen sinyali baskılamak için iki tane IR manyetizasyon hazırlama pulsu kullanılır. Birinci 180 derecelik puls non-selektiftir. İnceleme alanındaki tüm protonlar yani kan ve doku invert olur. Sistolden sonra invert edilen kan artık alanda yoktur. Hemen ardından gönderilen ikinci 180 derece RF pulsu ile doku sinyali re-invert olur. Bu sırada kesite dışardan gelen kan invert olduğu için eksite edilemez ve sinyal vermez (Resim 10). Yağ baskılamada benzer şekilde uygulanabilir. Yağın sıfır noktasına selektif 180 derecelik RF pulsu gönderilir ve baskılanır [3]. Hem kan hem de yağ baskılanmış olur.



Resim 9. Single shot da uzaysal rezolüsyon daha düşük. Segmentli de uzaysal rezolüsyon yüksektir.



Resim 11. T1 kısa olduğunda myokarda baskılanırken, T1 uzun olduğunda kan sinyal üretmeye başlamaktadır.



Resim 10. Öncelikle non-selektif IR pulsu ile tün alan baskılanır. Sonra kesit selektif puls ile kesit belirlenip uyarılır. Sonra kalbin kasılması beklenir. Uyarılan kan pompalanıp kesitten uzaklaştırılırken uyarılan myokard uygun zamanda (TI zamanı) yerine gelerek görüntüyü oluşturur. Bundan dolayı TI zamanını uygun ayarlamak önemli olup nabza göre değişebilir.

Kanın baskılanma noktası olan Null pointi nabza göre değişir (Tablo 1). Eğer TI zamanı kısa seçilirse yada diğer bir deyişle null pointten kısa olursa myokard da baskılanacaktır. Uzun olursa da bu kez kandan sinyal gelecektir (Resim 11). Bu nedenlerle optimum TI zamanı seçilmeli ve kalp hızına göre ayarlama yapılmalıdır.

Siyah kan görüntüleme yöntemi, konjenital ve edinsel aort hastalıkları, konjenital kalp hastalıkları, kapak hastalıkları gibi kardiyolojik morfolojik değerlendirmede, RV dispilazisi, kardiyak kitleler, miyokard infarktüs, miyokardit/perikardit gibi kardiyak doku karakterizasyonu gerektiren durumlarda, arterit, intramural hematom, atherom gibi vasküler doku patolojilerinde tanıda faydalıdır.

Turbo Spin Eko (TSE)

Konvansiyonel spin eko 90 derece ve ardından 180 derece RF pulslarından oluşmaktadır. 180° RF puls etkisi ile defaze olmaya başlayan protonlar yeniden in-phase konumuna gelir ve manyetik inhomojenite ortadan kalkmaktadır. 90 derece RF pulsu ile birlikte kesit belirleme gradienti uygulanır. Pulslar faz kodlama sayısı kadar tekrar edilir. TSE'de temel fark 90 derece RF pulstan sonra belli sayıda 180 derece RF pulsu uygulanır ve k uzayına birden fazla faz çizgisi doldurulur. Elde edilen eko sayısı turbo faktör olarak adlandırılır ve 180 derece RF pulsu sayısına eşittir. Spin ekoya göre kısa sürede görüntü elde edilir. Görüntü süresini turbo faktör belirler ve 2-32 arasında değişir. Hızlı görüntüleme ile kardiyak ve solunum etkisi minimize edilir.

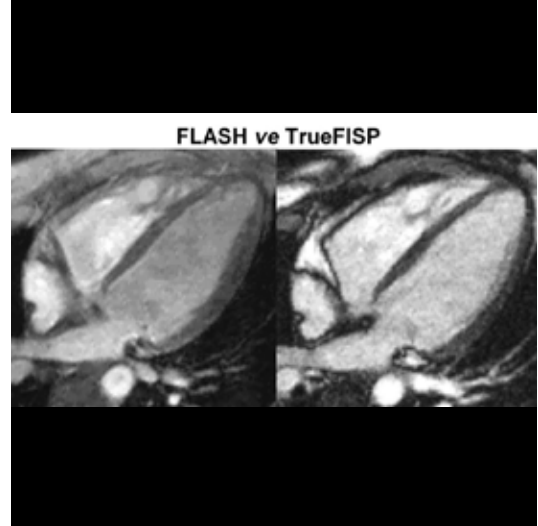
Yavaş akımlı kan parlayıp artefakt yapabilir ve anatomik yapılarla karışabilir [3].

Bright Blood (Parlak Kan) Görüntüleme

Genellikle kardiyak fonksiyon değerlendirilmesinde kullanılır. Cine görüntüler elde etmek için kullanılan oldukça hızlı sekanslardır. Hızlı akan kan yüksek sinyal intensitesinde görüntülenir. Parlak kan görüntülemesinde temel sekanslar steady-state gradient eko (steady-state free precession (SSFP); TruFISP, FIESTA) ve spoiled gradient eko (spoiled gradientrecall (SPGR); FLASH, turbo fieldecho, fast-field echo) sekanslarıdır.

FLASH yada Spoiled gradient ekoda her pulsun sonunda ortamdaki protonların transvers manyetizasyonu spoiled gradientle yok edilir yada diğer bir ifadeyle sıfırlanır. Spoiled gradient ekoda görüntü kontrastı kanın akışına bağlıdır. Yeni gelen protonlar akan kan ile myokard arasında kontrast oluşturur. SSFP sekanslara göre sinyal gürültü oranı daha düşüktür. Manyetik alan inhomojenitelerine duyarlılığın artmış olması sebebiyle türbülant akım varlığında sinyal kaybı olur. Jet akımlara daha duyarlı olduğundan bu tür jet ve türbülant akımları göstermek için kullanılır. SSFP'a ya nispeten daha çok olan bu duyarlılık rejürtitasyon ve septal defektlerdeki ve darlıklardaki jet akımları daha iyi gösterir.

TrueFISP yada Steady state gradient ekoda her siklusun sonundaki transvers manyetizasyon yok edilmesi yerine ortamda kalan transvers ve longitudinal manyetizasyon bir pulstan diğerine aktarılır. Bu sayede yüksek sinyal görüntü oranı elde edilir ve yüksek kan ve myokard doku kontrastı oluşur [3, 5] (Resim 12). Ayrıca denge gradientleri sayesinde spoiled gradient ekoya göre akım değişikliklerine duyarlılık daha azdır. Yağ ve kan T1 ve T2* sekansda parlak görülür. SSFP sekanslar oldukça hızlı sekanslardır ve kalbin duvar hareketlerini görüntüleme ve volumetrik ölçümlerde yüksek temporal rezolusyonlu görüntü elde edilir. Rölatif olarak türbülant akıma daha az duyarlı olduğu için regürjitasyon veya septal defektlerdeki ince jet akımları maskeleyebilir.



Resim 12. Sağda FLASH, solda TrueFISP yöntemi. Sağda kan myokard kontrastı daha az. Solda kan daha parlak.

Tablo 1: T1 zamanı nabza göre ayarlanmalıdır

KALP HIZI	RR ARALIĞI [msn]	Kan NULL Point
100	600	400
80	750	530
60	1000	625

Diğer bir dezavantajı aort gibi yüksek akımlı damarlar sistolde faz kodlama yönünde vasküler hayalet artefaktına sebep olabilir. Spoiled gradient ekoda bu durum görülmez.

Cine Görüntüleme

Cine görüntüler kardiyak siklus boyunca kalbin hareketini kısa video şeklinde görüntülemeye yarar. EKG tetikleme ve segmentli görüntüleme ile elde olunur. Kullanılan ana sekans genellikle gradient eko bazlı steady-state free precession (SSFP) gradient eko metodudur (örn. TrueFISP) [3, 7]. Eko paylaşımli segmentli Cine sekanslar bir nefes tutmada çok kesitli cine görüntülemeye izin verir. Tüm kardiyak incelemeyi hızlandırır ve nefes tutma süresini azaltır. Kalbi hareketli görüntüleyebilmek için siklus multipl parçalara (frame) bölünür. İki R dalgasının başlangıcından bitişine kadar kalp

hızına göre 10-30adet tek kesit faz görüntü elde olunur. 10-20 saniyelik bir nefes tutmayla birlikte birkaç kalp atışı üzerinden toplanan bilgilerin birleştirilmesiyle cine görüntüler oluşur. Kardiyak faz başına bir kalp atımında elde olunan k-space satırı sayısına segment denir. Temporal rezolusyonu ve çekim zamanını belirler. Segmente k-space bir kaç kalp atımında dolar. Daha yüksek uzaysal ve temporal rezolusyon sağlar. Aritmilere ve nefes alımına duyarlıdır. Single shot yönteminde k-space tek kalp atımında dolar. Uzaysal ve temporal rezolusyon düşüktür. Aritmilerden ve nefes alımından çok etkilenmez. Real-time TrueFISP, CineSingle-shot TrueFISP tekniğidir. Segmentasyon yoktur. Bu sebeple trigersiz ve serbest nefesle kullanılabilir ancak temporal ve uzaysal rezolusyon daha düşüktür. K-space dolumu çizgisel değilde radial dolduğu radial k-space dolum tekniğinde temporal ve uzaysal rezolusyon çok yüksektir ve harekete daha az duyarlıdır.

Fonksiyon ve Volüm

Ventrikül fonksiyonu ve duvar hareketlerini değerlendirmek için yapılan CINE MR son yıllarda bu ölçümler için altın standart olmuştur. SSFP sekansı bu yöntem için vazgeçilmez olmuştur çünkü çok iyi kan ve myokard kontrastı sağlamaktadır.

Rest ve Stres Perfüzyon

Koroner arter hastalığının tespitinde son yıllarda çoğu merkezde artarak kullanılmaktadır. Etkinliği SPECT perfüzyondan daha iyi, hızlı bir T1 ağırlıklı görüntüdür. **Perfüzyon MR ın amacı kontrast maddenin ventrikül myokardından ilk geçişini sinematik izlemedir. Rest perfüzyonun tek başına çok bir anlamı yoktur. Stres perfüzyonla birlikte değerlendirilir. Stres de görülen hipointens alanlar ancak rest perfüzyonda görülmediği müddetçe anlamlıdır. Hem rest hem de stres durumunda görülen hipointens alanlar genellikle artefakt yada kronik infarkt alanlarıdır ki kronik infarkt alanları geç kontrastda görüleceği için ve de morfolojik incelemede incelendiği için kolayca ayırt edilebilir.**

Farmakolojik stres adenozin, dopamin yada dobutaminle yapılmaktadır.

Akım Görüntüleme (FLOW MR)

Akıma bağlı faz şifti oluşturmak için gradient dalga formu kullanılır. Faz kontrast ve velocity-encoded görüntüleme kontrastsız bir tekniktir ve pulmoner-sistemik kan akımının görüntülenmesinde ve değerlendirilmesinde kullanılır [8]. Pulmoner-sistemik akım oranı (Q_p/Q_s) şant fraksiyonu değerlendirilmesinde kullanılır [3]. Kanın hızı, debisi ve gradyenti MR ile görüntülenip ölçülebilmektedir. Velocity-encoded gradient eko görüntüleme aynı zamanda regurgitant fraksiyonları ve kapak alanı hesaplamak için kullanılabilir Velocity-compensated ve velocity-encoded satırlar ardışık olarak hesaplanır. Her iki ölçümdeki kompleks fark hesaplanır. Faz farkı akan kanın hızı ile orantılıdır. Manyetik alanda hareket eden spinler bir faz şifti oluşturur. Faz şifti direk olarak hızla alakalıdır. Durağan spinler faz şifti oluşturmaz. İki çekim yapılır. Herbirinde hareket eden spinler değişik fazdadır. Faz görüntüleri birbirinden çıkarılır.

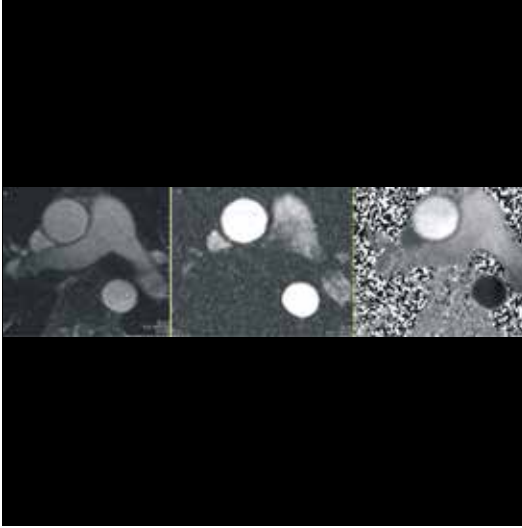
Temel prensip durağan dokuya karşın hareket eden spinlerin faz farkı oluşturmasıdır. Bildiğimiz faz kontrast MR yöntemidir. Hız ölçümü için bir zaman tanımı gerekirken bu da EKG yada parmak pulsu ile sağlanır. Hız yanında bilgi olarak yön bilgisi de vardır. Hız ve alan ölçümü yapılırsa debi de hesaplanabilir. Kardiyak incelemelerde regürjitasyon fraksiyonu, jet akım miktarı, debi sayesinde soldan sağa şant miktarı hesaplanabilir. $4V^2$ formülü (V =hızın metre cinsinden değeri) ile gradyent hesabıda yapılabilir. Burada hız en dar yerdeki maksimum hızdır. Birimi metre/saniye'dir.

Flow MR da en kiritik şey velocity encoding (V_{enc}) değerinin optimum hesaplanmasıdır. Akan kanın hızından düşük verilen V_{enc} değeri aliasing denen katlamalara sebep olurken çok yüksek V_{enc} değerleri de sinyal kaybına neden olur (Resim 13).

V_{enc} , dopplerdeki PRF ye denk gelmektedir. Flow MR daki aliasing yada katlama



Resim 13. Venc değerlerinin etkisi.



Resim 14. İlk görüntü proton. Hem zemin hem damarlar gözüküyor. Üst ikinci görüntü magnitüd görüntü. Sadece akım bilgisi var zemin yok, yön bilgisi de yok. Son görüntü faz imaj. Bu kez yön bilgisi de bulunmaktadır. Bu görüntü gerçek görüntü olmayıp diffüzyon ADC deki gibi hesaplanan bir görüntüdür.

parlak akım ortasındaki pikseli siyahlık yada siyah akım içindeki pikseli parlaklıktır. Yoksa akımın tamamen siyah yada beyaza dönmesi değildir. Bu son durum ileri ve geri akımı gösterir.

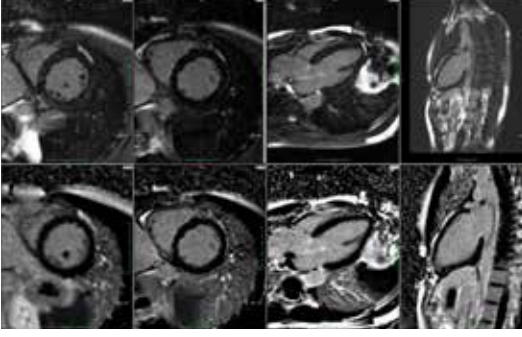
Flow MR da magnitüd, proton ve faz imajlar vardır. Yön bilgisi ve katlama artefaktı faz imajlarla değerlendirilir (Resim 14).

Geç Kontrast Görüntüleme

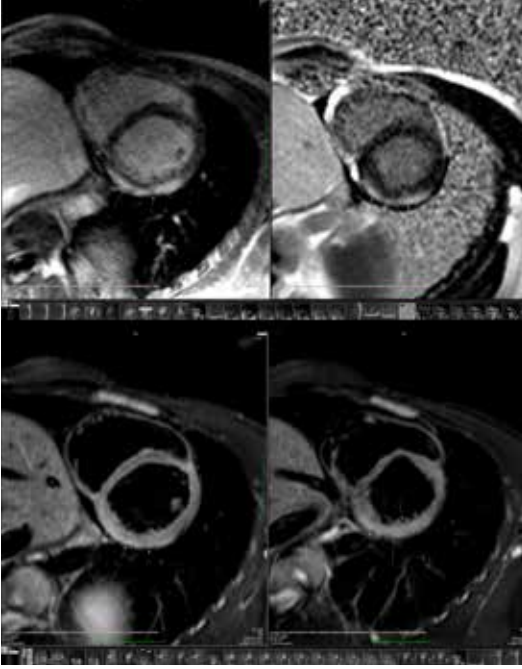
Myokardial inflamasyonu veya fibrozisi değerlendirmek için gadolinium bazlı kontrast maddenin enjeksiyonundan yaklaşık 10 dakika sonra görüntüleme yapılmaktadır [3]. Kullanılan kontrast maddeler ekstrasellüler ajanlar olduğu için ekstrasellüler dokunun hacmi kontrast tutulumunda önemlidir. Fibrotik dokularda hücre sayısı azaldığından dolayı olarak ekstrasellüler alan artmakta ve kontrast dağılımı da artmaktadır. Ayrıca yıkanma da gecikmektedir.

Hücre zarı intakt iken kontrast madde sadece ekstrasellüler alandadır. Hücre zarı geçirgenliği bozulduğunda kontrast madde hücre içine girmektedir. Akut infarktüsdeki kontrast tutulumunu açıklar. Hücre lizisi ile birlikte ekstrasellüler hacim iyice artar ve kontrast madde fibrotik alanda dağılır. Bu da kronik infarktüs ve fibrotik doku gelişen diğer durumlardaki kontrast tutulumunu açıklar.

Inversion recovery turboFLASH yada trueFISP sekanslar kullanılmaktadır. Miyokard infarktüsünde inversiyon zamanı [TI] myokard dokusu için ayarlandığında [ortalama 300 ms] infarktüs alanında artmış kontrastlanma izlenir [9]. Kontrast tutan infarkt dokusunun T1' i kısa olduğundan inversiyon sonrası sinyal recovery si daha kısa olur. T1' i daha uzun olan myokard dokusunun baskılanmasıyla maksimum kontrast farkı oluşur. TI [inversion zamanı] değeri kişiden kişiye değişebilmektedir ve optimal TI değerinin saptanması gereklidir. TI değerinin optimizasyonu için TI scout veya Look-locker sekansı geliştirilmiştir. IR görüntümeden hemen önce kalpten değişik TI zamanlarında tek kesit görüntüleri alınmaktadır. Myokard dokusunun tamamen baskılandığı noktada çekim yapılmalıdır. Amiloidoz gibi myokardı diffüz tutan hastalıklarda TI zamanı değişkenlik göstermekte ve non-diagnostik görüntüler elde edilebilmektedir. Bu durumda alternatif yöntem TI seçme gerekliliği bulunmayan phase-sensitive inversion recovery (PSIR Phase-sensitive IR) sekans kullanılabilir.



Resim 15. (Üst sıra) Referans görüntüde IR pulsu kullanmadan düşük FA kullanılır. İlk görüntü magnitüde görüntü olarak adlandırılır. (Alt sıra) Faz sensitif-IR (PSIR).



Resim 16. (Üst sıra) STIR sekansı. Hem yağ hem de kan baskılanmış. T2 ağırlıklı görüntü. Diğer adı "ödem görüntüleme". Akut miyokardite bağlı ödemli doku izleniyor. Ödem olması olayın akut olduğunu gösteriyor. (Alt sıra) PSIR sekansı, miyokardite bağlı ödem olan yerlerde kontrastlanma izleniyor.

Geç kontrastlı incelemede TI zamanı uygun seçilmelidir. Sağlıklı miyokard siyah, ventrikül kanı hafif parlak, infarkt yada fibrotik doku içeren ventrikül duvarı parlak gözükmelidir.

Eğer TI çok kısa seçilirse infarkt dokusu baskılanıp siyah gözükecektir. Çok uzun seçilirse de infarkt dokusu ventrikül kanından ayrılma-

yacaktır. 5-20 dk arasında alınmalıdır. Çok geç kalındığında kontrast maddenin temizleneceği unutulmamalıdır.

Myokard viabilitesinin karakterizasyonu için hızlı EPI sekansı tercih edilir. Gradient sekanslarla kombine kullanılabilir. Tümör değerlendirilmesinde T1-ağırlıklı IR-FSE sekansı kontrast madde enjeksiyonu sonrasında alınmalıdır [10, 11].

Phase-Sensitive Inversion Recovery

Görüntüleme iki ardışık kalp atımında yapılır. Birincisi TI zamanında, ikincisi manyetizasyon baseline düzeyine yaklaştığı anda daha geç sürede referans görüntü olarak bir sonraki kalp atımında elde olunur. Alınan referans görüntüde IR pulsu kullanmadan düşük FA kullanılır. İlk görüntü magnitüde görüntü olarak adlandırılır. Sübtraksiyon yöntemi ve fourier transformasyonla faz sensitif-IR görüntü oluşturulur [12]. TI zamanına çok duyarlı olmadığından otoviyabilite sekansı olarak da bilinmektedir (Resim 15).

Viyabilite ve infarkt

Myokardiyal viyabilite ve infarkt geç kontrast denen DE-MRI sekansı ile görüntülenir. İskemik kalp hastalığı olanlarda DE-MRI akut ve kronik evrede infarktüsün varlığını, lokasyonunu ve yaygınlığını tespitinde oldukça etkilidir. Bu sekans ayrıca hipertrofik kardiyomyopati, dilate kardiyomyopati ve sarkoidoz dahil non-iskemik kardiyomyopatilerin değerlendirilmesinde de kullanılır.

Bu sekansın amacı normal görünümlü miyokard ile hastalıklı miyokard arasında kontrast oluşturmaktır. Çünkü fibrozis olan alanda hücre olmadığından ekstrasellüler alan fazladır ve ekstrasellüler kontrast maddelerde orada birikir.

STIR ya da Ödem Görüntüleme

Bu sekans yağ ve kan baskılı T2 ağırlıklı bir sekansdır. Amaç ödemli miyokard dokusunu göstermektir. Akut MI da ödemli dokuyu göstermek ve akut-kronik miyokardit tanısında faydalı olabilir (Resim 16).

Kaynaklar

- [1]. Pennell DJ, Sechtem UP, Higgins CB, Manning WJ, Pohost GM, Rademakers FE, et al. Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR): Consensus Panel report. *J Cardiovasc Magn Reson* 2004; 6: 727-65. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Boxt LM. Cardiac MR imaging: a guide for the beginner. *RadioGraphics* 1999; 19: 1009-25. [\[CrossRef\]](#)
- [3]. Ginat DT, Fong MW, Tuttle DJ, Hobbs SK, Vyas RC. Cardiac imaging: Part 1, MR pulse sequences, imaging planes, and basic anatomy. *Am J Roentgenol* 2011; 197: 808-15. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. Nazarian S, Roguin A, Zviman MM, Lardo AC, Dickfeld TL, Calkins H, et al. Clinical utility and safety of a protocol for noncardiac and cardiac magnetic resonance imaging of patients with permanent pacemakers and implantable- cardioverter defibrillators at 1.5 Tesla. *Circulation* 2006; 114:1277-84. [\[CrossRef\]](#)
- [5]. Ridgway JP. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: Part I. *J Cardiovasc Mag Reson* 2010;30:12-71
- [6]. Scott AD, Keegan J, Firmin DN. Motion in cardiovascular MR imaging. *Radiology* 2009; 250: 331-51. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Forbat SM, Sakrana MA, Darasz KH, Demerdash FE, Underwood SR. Rapid assessment of left, ventricular volume by short axis cine MRI. *Br J Radiol* 1996; 69: 221-5. [\[CrossRef\]](#)
- [8]. Kim HW, Klem I, Kim RJ. Detection of myocardial ischemia by stress perfusion cardiovascular magnetic resonance. *Cardiol Clin* 2007; 25: 57-70. [\[CrossRef\]](#)
- [9]. Detsky JS, Graham JJ, Vijayaraghavan R, Biswas L, Stainsby JA, Guttman MA, et al. Free-breathing, nongated real-time delayed enhancement MRI of myocardial infarcts: a comparison with conventional delayed enhancement. *J Magn Reson Imaging* 2008; 28: 621-5. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. Sparrow PJ, Kurian JB, Jones TR, Sivananthan MU. MR imaging of cardiac tumors. *Radio-Graphics* 2005; 25: 1255-76. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Syed IS, Feng D, Harris SR, Martinez MW, Missett AJ, Breen JF, et al. MR imaging of cardiac masses. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2008; 16: 137-64. [\[CrossRef\]](#)
- [12]. Kellman P, Arai AE, McVeigh ER, Aletras AH. "Phase-Sensitive Inversion Recovery for Detecting Myocardial Infarction Using Gadolinium-Delayed Hyperenhancement." *Magn Reson Med* 2002; 47: 372-83. [\[CrossRef\]](#)

Kardiyak MRG Teknikleri

Yahya Paksoy, Mesut Sivri

Sayfa 123

Kardiyak çekimlerde eğer TSE (Turbo spin eko) sekansı kullanıyorsak çekimi hızlandırmak ve süreyi kısaltmak için turbo faktörü artırılır. Turbo faktör her bir kalp atımındaki yada siklusundaki doldurulan k space satırını belirler. GRE sekanslarda turbo faktörün adı segmenttir. Diğer bir hızlandırma yöntemi Half forier (HASTE) tekniği ile yarıdan fazla doldurulan k space in ayna hayali alınarak çekim daha da hızlandırılabilir.

Sayfa 125

Kanın baskılanma noktası olan Null pointi nabza göre değişir. Eğer TI zamanı kısa seçilirse yada diğer bir deyişle null pointten kısa olursa myokard da baskılanacaktır. Uzun olursa da bu kez kandan sinyal gelecektir. Bu nedenlerle optimum TI zamanı seçilmeli ve kalp hızına göre ayarlama yapılmalıdır.

Sayfa 127

Perfüzyon MR in amacı kontrast maddenin ventrikül myokardından ilk geçişini sinematik izlemektir. Rest perfüzyonun tek başına çok bir anlamı yoktur. Stres perfüzyonla birlikte değerlendirilir. Stres de görülen hipo alanlar ancak restte görülmediği müddetçe anlamlıdır. Hem rest hem de stres durumunda görülen hipo alanlar genellikle artefakt yada kronik infarkt alanlarıdır ki kronik infarkt alanları geç kontrastda görüleceği için ve de morfolojik incelemede incelendiği için kolayca ayırt edilebilir.

Sayfa 127

Flow MR da en kiritik şey velocity encoding (Venc) değerinin optimum hesaplanmasıdır. Akan kanın hızından düşük verilen Venc değeri alaising denen katlamalara sebep olurken çok yüksek Venc değerleri de sinyal kaybına sebep vermektedir.

Sayfa 129

Geç kontrastlı incelemede TI zamanı uygun seçilmelidir. Sağlıklı myokard siyah, ventrikül kanı hafif parlak, infarkt yada fibrotik doku içeren ventrikül duvarı parlak gözükmelidir. Eğer TI çok kısa seçilirse bu kez infarkt dokusu baskılanıp siyah gözükecektir. Çok uzun seçilirse de infarkt dokusu ventrikül kanından ayıramayacaktır. 5-20 dk arasında alınmalıdır. Çok geç kalındığında kontrast maddenin temizleneceği unutulmamalıdır.

Kardiyak MRG Teknikleri

Yahya Paksoy, Mesut Sivri

1. Kardiyak MRG'nin kardiyak BT'ye üstün olmadığı durum hangisidir?
 - a. Kardiyak kitleler
 - b. Kardiyomiyopatiler
 - c. Kapak hastalıkları
 - d. Koroner arter değerlendirilmesi
 - e. Fonksiyonel değerlendirme
2. Kardiyak MRG çekimlerinde hangisi hızlandırıcı bir faktör değildir?
 - a. HASTE
 - b. Segment artışı
 - b. Turbo faktör artışı
 - c. Matrix artışı
 - d. Single-shot yöntemi
 - e. Eko paylaşımı
3. Steady-state gradient ekoda yüksek sinyal gürültü oranı nasıl elde edilir?
 - a. Her siklusun sonundaki transvers manyetizasyon yok edilmek yerine ortamda kalan transvers ve longitudinal manyetizasyon bir pulstan diğerine aktarılarak
 - b. Her pulsun sonunda ortamdaki protonların transvers manyetizasyonu spoiled gradientle yok edilerek
 - c. 90 derece RF pulsundan sonra belli sayıda 180 derece RF pulsu uygulanıp k-space birden fazla faz çizgisi ile doldurularak
 - d. TI zamanı kalp hızına göre optimum ayarlanarak
 - e. Lümeden gelen sinyali baskılamak için iki tane IR manyetizasyon hazırlama pulsu kullanılarak
4. Perfüzyon MR ile ilgili hangisi YANLIŞTIR?
 - a. T1 ağırlıklı bir görüntüdür
 - b. Etkinliği SPECT perfüzyondan daha iyidir
 - c. Rest perfüzyon tek başına yeterlidir
 - d. Hem rest hem stres perfüzyonda görülen hipointens alanlar kronik enfarkt ya da artefaktır
 - e. Farmakolojik stres için adenozin kullanılır
5. Flow MRG ile ilgili hangisi YANLIŞTIR?
 - a. Qp/Qs hesaplanabilir
 - b. Kanın hızı hesaplanabilir
 - c. Kan debisi hesaplanabilir
 - d. Regürjitasyon fraksiyonu hesaplanabilir
 - e. Kontrastlı bir tekniktir