

Kardiyovasküler manyetik rezonans Fiziği

Bu makale , aşağıdakileri kapsamayı amaçlayan bir incelemedir ...

[--- Ridgway Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance 2010, 12:71

(<http://www.jcmronline.com/content/12/1/71>)'den aynen dilimize çevrilmiş ve düzenlenmiştir .

Giriş

Manyetik rezonans (MR) fiziğini ve özel kardiyovasküler manyetik rezonans (KMR) fiziğini derinlemesine açıklayan, mükemmel bilgiler sağlayan çok sayıda metin ve dergi makalesi vardır^{1- 5}.

Bu derleme, çok yaygın olarak kullanılan KMR tekniklerinin altında yatan temel fizik prensiplerine genel bir bakış sağlamayı amaçlamaktadır; dolayısı ile aşağıdaki derleme MR sinyali üretimi ve görüntü oluşumunun temel prensipleri ile başlamakta, kardiyak senkronizasyon ve hızlı, nefes tutma görüntüleme prensiplerini özetlemektedir. Son olarak KMR tekniğinin arkasındaki prensipler; (i) çift inversiyon kurtarma hızlı spin eko vuru dizisi [*'double inversion recovery fast spin echo pulse sequence'*] anatomik görüntüleme (ii) sine gradyan eko vuru dizisi (*'cine gradient echo pulse sequence'*) fonksiyonel görüntüleme biraz ayrıntılı olarak açıklanmaktadır.

Manyetik Rezonans sisteminin bileşenleri

Bir manyetik rezonans görüntüleme (MRG) sistemi üç ana elektromanyetik bileşenden oluşur; bir dizi ana manyetik bobinler seti, üç gradyan bobini ve bir entegre radyo-frekans alıcı ve verici bobini [integral radiofrequency transmitter coil] (*Figür 1a*).

Bu bileşenlerin her biri, bir hastaya kombinasyon halinde uygulandığında, MR görüntülerini oluşturmak için kullanılan uzamsal olarak kodlanmış MR sinyalleri üreten farklı tipte bir manyetik alan oluşturur.

Üç farklı manyetik alan türü aşağıdaki gibi tanımlanır:

Ana mıknatıs bobinleri tarafından güçlü, sabit bir manyetik alan meydana getirilir.

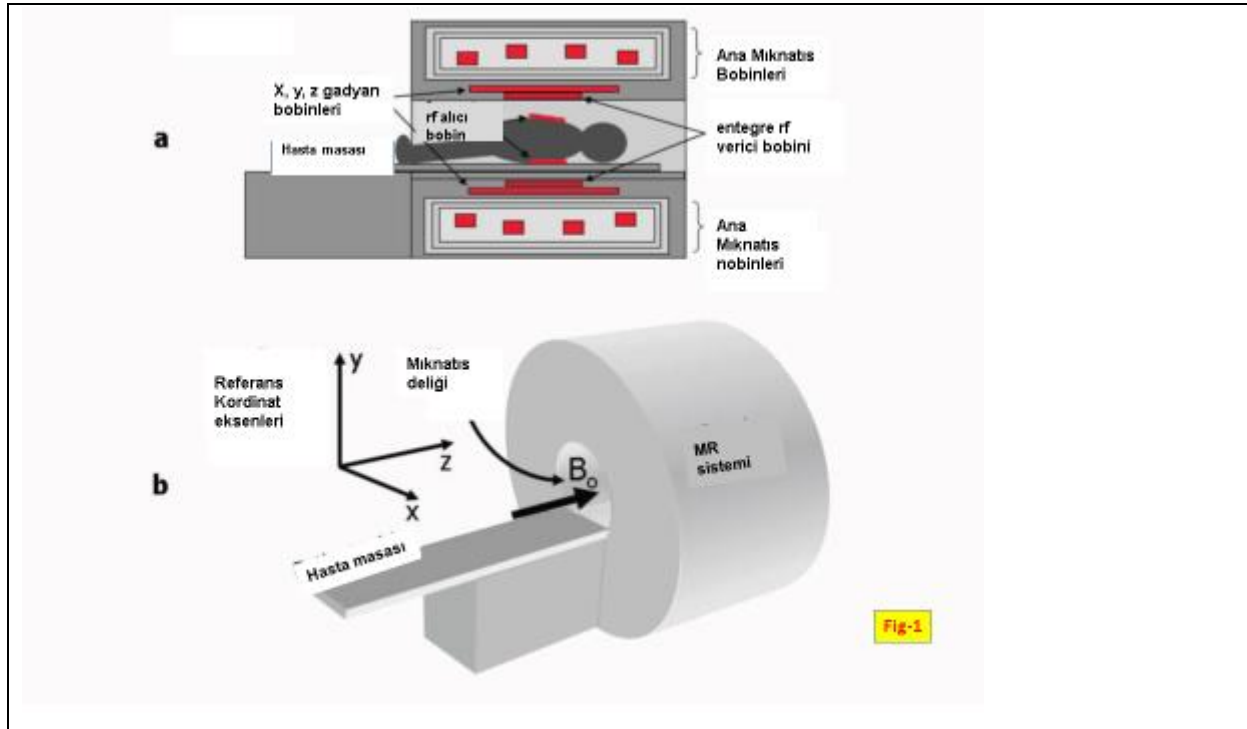
Hasta, mıknatısın görüntüleme için merkezdeki deliği içerisine konumlandırılır (*Figür 1b*), burada **B₀** sembolü ile gösterilen bu alanın gücü, belirli MRG sisteminin nominal çalışma alanı gücünü tanımlar.

- **B₀**, dünyanın manyetik alanının* yaklaşık 20.000 katına eşit 1 Tesla ile Tesla (**T**) birimleriyle ölçülür. Kardiyak görüntüleme için en yaygın alan gücü 1.5T olmak üzere, ticari olarak üretilen klinik MR sistemleri için nominal alan güçleri 0,2T ile 7,0T arasında değişir.
- Üç dik (ortogonal) eksen, x, y ve z'den oluşan bir referans koordinat sistemi, manyetik alan yönünü tanımlamak için kullanılır ve z eksenini **B₀** yönüne paralel olacak şekilde seçilir.

*Dünya'nın manyetik alanı, diğer adıyla 'jeomanyetik' alan, Dünya'dan uzaya doğru uzanan manyetik alandır. Dünya'dan çıkan manyetik alan, Güneş'ten gelen yüklü parçacıklardan oluşan Güneş rüzgarlarıyla buluşur. Manyetik alanın büyüklüğü, Dünya yüzeyinde 25 ve 65 microtesla arasındadır.

- Ana mıknatısın içine monte edilen üç gradyan bobinin her biri tarafından hızla açılıp kapatılabilen bir gradyan manyetik alan oluşturulur (*Figür 1a*). Bu gradyan bobinlerinin her biri, **B₀** ile aynı yönde manyetik alan oluşturur; ancak hangi gradyan bobinin kullanıldığına göre x, y veya z yönleri boyunca konumla değişen bir güçle bir manyetik alan oluşturur. Bu gradyan alanı **B₀** manyetik alanı üzerine eklenir, böylece uygulanan gradyan alanının yönü boyunca kuvveti artar (veya azalır). Gradyan manyetik alanın gücü, eğiminin "dikliğini" yansıtır ve metre başına militesla (**mT/m**) birimiyle ölçülür.

- Hastaya en yakın olan gradyan bobinin içine monte edilen rf verici bobin tarafından bir radyofrekans (rf) manyetik alan oluşturulur (*Figür 1a*). Bu diğer manyetik alanlardan çok daha küçük bir amplitüde sahiptir; ancak değeri ana mıknatısın nominal alan kuvveti tarafından belirlenen megahertz aralığında (dolayısıyla radyofrekansı) karakteristik bir frekansta osile olur.
- Radyofrekans (rf alanı) genellikle B_1 alanı olarak adlandırılır. Statik manyetik alan ve rf alanı, bir MR görüntüsü oluşturmak için gradyan manyetik alanlar tarafından uzamsal olarak lokalize edilen ve kodlanan MR sinyalleri oluşturmak üzere birleştirir.
- Kardiyak görüntüleme için, yayılan MR sinyallerini algılamak için normalde kalpten gelen sinyali en üst düzeye çıkarmak için özel olarak tasarlanmış ayrı bir rf alıcı bobini kullanılır (*Figür 1a*).



Figür 1. MR sistem bileşenleri. a) Ana mıknatıs bobinlerinin, x, y ve z gradyan bobinlerinin, entegre rf verici gövde bobininin ve radyofrekans (rf) alıcı bobinlerinin görece konumlarını gösteren diyagram. b) Yatay z eksenini boyunca statik B_0 alan yönü ile mıknatıs deliğini ve referans koordinat eksenlerini gösteren silindirik bir delik MR sistemi için tipik düzenleme.

Manyetik Rezonans sinyallerini oluşturma

MR sinyalinin kaynağı

Görüntü oluşturmak için kullanılan MR sinyalinin primer kaynağı, hastanın dokusundaki su veya yağdır; özellikle serbest su veya lipid moleküllerinde bulunan hidrojen çekirdeklerinden (tek bir protondan oluşan) gelir.

Hidrojen, ^{31}P , ^{23}Na , ^{13}C dahil olmak üzere çekirdekleri MR özellikleri sergileyen ancak yüksek intrinsek hassasiyet ve doğal bolluk gösteren elementlerden biridir. ^1H su ve lipid moleküllerinin formu, onu görüntüleme için özellikle elverişli kılar.

- Hidrojen çekirdekleri (tek protonlar), **nükleer spin** ('dönüş') olarak bilinen ve her proton için '**manyetik moment**' olarak bilinen küçük bir manyetik alana yol açan intrinsek bir özelliğe sahiptir. Normalde manyetik momentler (spinler) rastgele yönlendirilir, ancak harici olarak uygulanan B_0 alanının varlığında, harici olarak uygulanan manyetik alana doğru veya ona karşı hizalanma eğilimindedirler. Alanla hizalanmış küçük bir dönüş fazlalığının (tipik olarak milyonda sadece birkaç) olduğu yerde bir denge durumuna hızla ulaşılır, çünkü bu daha enerjik olarak uygun hizalama yönüdür.
- Proton manyetik momentlerinin fazlalığı bir net manyetik alan veya net manyetizasyon oluşturmak için birleşir. Buna genellikle **M** sembolü verilir ve dengede pozitif z eksenini (B_0 boyunca) boyunca M_0 değerı ile hizalanır. Genellikle bir 'ok veya vektör' olarak gösterilir (**Sekil 2a**).

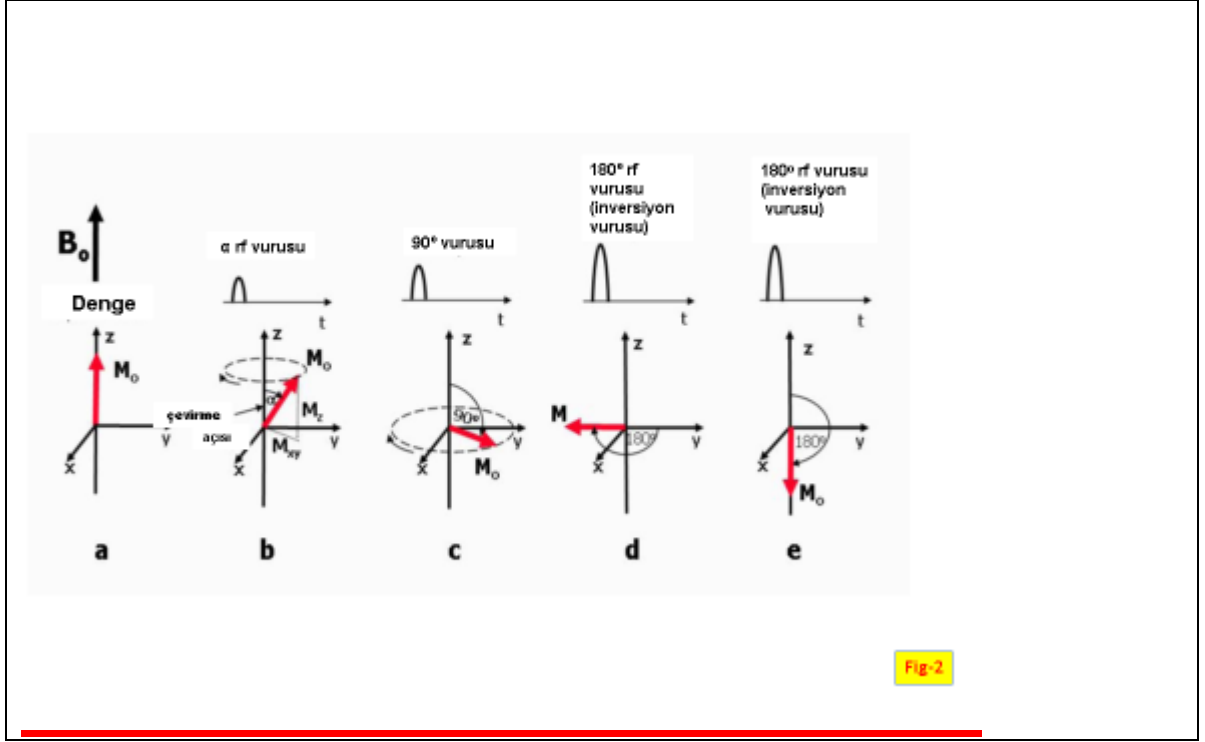
Bu net manyetizasyonun boyutu, üretilebilecek ve görüntüleri oluşturmak için kullanılabilecek maksimal sinyal yoğunluğunun temel belirleyicilerinden biridir. Uygulanan manyetik alan kuvveti B_0 ne kadar büyükse, manyetik alanla hizalanmış protonların fazlalığı ve net manyetizasyonun boyutu o kadar büyük olur.

Net manyetizasyondan bir MR sinyali üretmek için, daha önce açıklanan radyo frekansı (rf) manyetik alanı, entegre rf verici bobini tarafından meydana getirilir ve proton popölasyonuna enerji iletmek için kullanılır.

Bu alan, aşağıdaki denklemle belirlenen '**Larmor frekansı**' olarak bilinen belirli bir frekansta uygulanır:

$$\omega_0 = \gamma \times B_0$$

Bu denklem Larmor denklemi olarak bilinir. Sabite γ , jirmanyetik oran olarak adlandırılır ve proton için 42.6 MHz/Tesla değerine sahiptir. Larmor frekansı bu nedenle manyetik alanın gücüyle orantılıdır ve 1,5 Tesla için Larmor frekansı yaklaşık 64 MHz'dir. Bu aynı zamanda rezonans frekansı olarak da bilinir, çünkü protonlar sadece bu karakteristik frekansta enerjiyi emer (veya rezonansa girer). R_{rf} alanı normalde rf darbesi olarak bilinen kısa bir vuru olarak uygulanır.



Figür 2. Net Manyetizasyon, rf vuruları ve çevirme açıları. a) Dengede, net manyetizasyon, M_0 dengede ve z eksenine boyunca hizalıdır. Bir rf vurusu uygulandığında, M_0 , çevirme açıları olarak bilinen z eksenine ile bir açı yapar ve eğri ok yönünde eksen etrafında döner. Herhangi bir anda manyetizasyon, M_z ve M_{xy} olmak üzere iki bileşene ayrılabilir. Dönen M_{xy} bileşeni, algılanabilir MR sinyali üretir. c) Tek bir rf vurusundan sonra maksimum algılanabilir sinyal genliği, M_0 tamamen x ve y eksenleri düzleminde yer aldığı anda meydana gelir, çünkü bu en büyük M_{xy} bileşenini verir. Bu vuru 90° çevirme açısına sahiptir ve 90° rf vurusu veya satürasyon (doyma) vurusu olarak adlandırılır. d) Bir 180° rf yeniden odaklama darbesi, xy düzleminde halihazırda dönmekte olan enine manyetizasyon varken genellikle uygulanır ve manyetizasyonun enine bileşenini, yine xy düzleminde dönen bir eksen etrafında 180° boyunca anında çevirmek için kullanılır. e) Dengede genellikle 180° inversiyon vurusu uygulanır ve net manyetizasyonu pozitiften negatif z eksenine 180° döndürmek için kullanılır. Bu aynı zamanda bir manyetizasyon hazırlama vurusu olarak da bilinir ve siyah kan görüntüleme teknikleri için hazırlık şeması olarak kullanılır.

Radyofrekans vuruları ve sapmaçevirme açısı

Rf vurusu açılmadan önce net manyetizasyon, M_0 dengededir ve B_0 ile aynı yönde z eksenine boyunca hizalanmıştır (Figür 2a). Rf darbesi açıldığında, net manyetizasyon B_0 alanı ile hizasından uzaklaşmaya ve onun etrafında dönmeye başlar. Presesyon (devinim) olarak bilinen bu dönme hareketinin hızı da 'Larmor' frekansındadır (ω_0). Larmor frekansı bu nedenle bazen presesyon frekansı olarak da adlandırılır. Larmor frekansı, ω_0 denklemi ile belirlenir: $\omega_0 = \gamma \times B_0$.

Net manyetizasyonun B_0 ile hizadan uzağa hareketi, çok daha küçük uygulanan rf alanı B_1 etrafında çok daha yavaş bir dönüşten kaynaklanır. Bu osilasyon alanı B_1 , x ve y eksenleri düzleminde B_0 'ya doğru (dik) açılarda dönen bir alan olarak uygulanır. Larmor ile aynı frekansta döndüğü için frekans, dönen net manyetizasyon vektörüne ek bir statik alan olarak görünür.

- Net manyetizasyon bu nedenle hem B_0 hem de B_1 alanları etrafında döner. Bu iki rotasyon sonucunda; net manyetizasyon, B_0 alanı (z eksenini) ile hizalanmasından x ve y eksenleri düzleminde dönme hareketine doğru spiral bir yol izler.
- Net manyetizasyonun birçok bireysel manyetik momentin toplamının sonucu olduğunu unutulmamalı. Birlikte döndükleri sürece ('uyum' [coherence] olarak bilinen bir durum), dönen bir net manyetizasyon üreteceklerdir.
- rf vurusu tarafından uygulanan enerji miktarı ne kadar büyük olursa, net manyetizasyonun B_0 alanı (z eksenini) ile yaptığı açı o kadar büyük olur. Bu, vurunun hem amplitüdüne hem de süresine bağlıdır. Presesyon (devinim) açısı önceden belirlenmiş bir değere ulaştığında rf vurusu kapatılır. Bu, rf vurusunun **sapma açısı** ('flip angle') olarak bilinir (**Figür 2b**).

rf vurusu net manyetizasyonun z eksenini ile bir açı yapmasına neden olduğunda, iki bileşene ayrılabilir (**Sekil 2b**). Bir bileşen z eksenine paralel olup; bu manyetizasyonun z bileşeni olarak bilinir M_z , aynı zamanda "longitudinal bileşen" olarak da bilinir. Diğer bileşen, x ve y eksenlerinin düzlemi içinde z eksenine dik açılarda uzanır ve net manyetizasyonun x-y bileşeni, M_{xy} veya "transvers (enine) bileşen" olarak bilinir. Transvers bileşen, xy düzlemi içinde Larmor frekansında döner ve döndükçe, rf alıcı bobini tarafından bir MR sinyali olarak algılanan kendi küçük, osilasyonlu manyetik alanını oluşturur. Radyofrekans vuruları genel olarak hem sapma açılara hem de etkilerine göre sınıflandırılır.

Hidrojen spin popülasyonuna enerji vererek bir MR sinyali üreten ve manyetizasyonun denge konumundan uzaklaşmasına neden olan radyofrekans vuruları, '**eksitasyon vuruları**' ('excitation pulses') olarak bilinir. 90° rf eksitasyon vurusu, net manyetizasyonu 90° döndürmeye yetecek kadar enerji sağlar (**Figür 2c**). Bu, tüm net magnetizasyonu z ekseninden xy (transvers) düzlemine aktarır ve vurudan hemen sonra z eksenini boyunca hiçbir magnetizasyon bileşeni bırakmaz. Proton sisteminin daha sonra satüre olduğu söylenir. bu nedenle 90° rf darbesi bazen "satürasyon vurusu" olarak adlandırılır.

- 90° rf vurusu bir kez uygulandığında, mümkün olan en büyük transvers manyetizasyon ve MR sinyalini üretir. Bu vuru, başlangıçta spin eko- tabanlı vuru dizileri için [spin echo- pulse sequence] sinyal oluşturmak için kullanılır.

Düşük sapma açısı rf eksitasyon vuruları, net manyetizasyonu önceden tanımlanmış 90° 'den küçük bir açıyla döndürür (**Figür 2b**). Düşük sapma, ' α ' sembolü ile temsil edilir veya belirli bir değere atanabilir, örn. 30° . Net manyetizasyonun sadece bir kısmı z ekseninden xy düzlemine aktarılır, bir kısmı da z eksenini boyunca kalır.

- Düşük sapma açılı rf vurusu, yukarıda açıklanan 90° eksitasyon vurusundan intrinsek olarak daha düşük bir sinyal üretirken, manyetizasyonun bir kısmı vurudan hemen sonra z eksenini boyunca kaldığından daha hızlı tekrarlanabilir. Bu eksitasyon vurusu, hızlı görüntüleme uygulamaları için z eksenini ve xy düzlemi arasında aktarılan manyetizasyon miktarını kontrol etmek için gradyan eko vuru [gradient echo pulse] dizilerinde sinyal oluşturmak için kullanılır.
- 180° yeniden odaklama vurusu [refocusing pulse], net manyetizasyonun zaten xy düzlemine aktarıldığı 90° eksitasyon vurusundan sonra spin eko vuru dizilerinde kullanılır.
- Larmor frekansında dönerken xy düzlemindeki manyetizasyon yönünü 180° çevirir (**Figür 2d**). Bu vuru, manyetik alan inhomojenitesinin neden olduğu tutarlılık kaybını tersine çevirmek için spin eko- vuru dizileri kullanılır.
- 180° vurular ayrıca bir eksitasyon vurusu uygulanmasından önce net manyetizasyonu hazırlamak için de kullanılır. Bunlar "**inversiyon vuruları**" olarak bilinir ve 'siyah kan vuru' dizileri [black blood pulse sequence] olarak kullanılır. Net manyetizasyon dengede veya dengeye yakın olduğunda uygulanırlar ve aşırı proton manyetik moment popülasyonunu B_0 alanı ile hizalı olmaktan hizalanmamış duruma çevirir (**Figür 2e**). Elde edilen manyetizasyon yalnızca z eksenini boyunca uzandığından, bu vuru algılanabilir bir sinyal ile sonuçlanmaz.
- İnversiyon kurtarma vuru dizilerinde siyah kan hazırlama şemalarında z manyetizasyonunu hazırlamak için kullanılır. Bu nedenle, bu tip vuru aynı zamanda manyetizasyon hazırlama vurusu [magnetisation preparation pulse] olarak da adlandırılır.

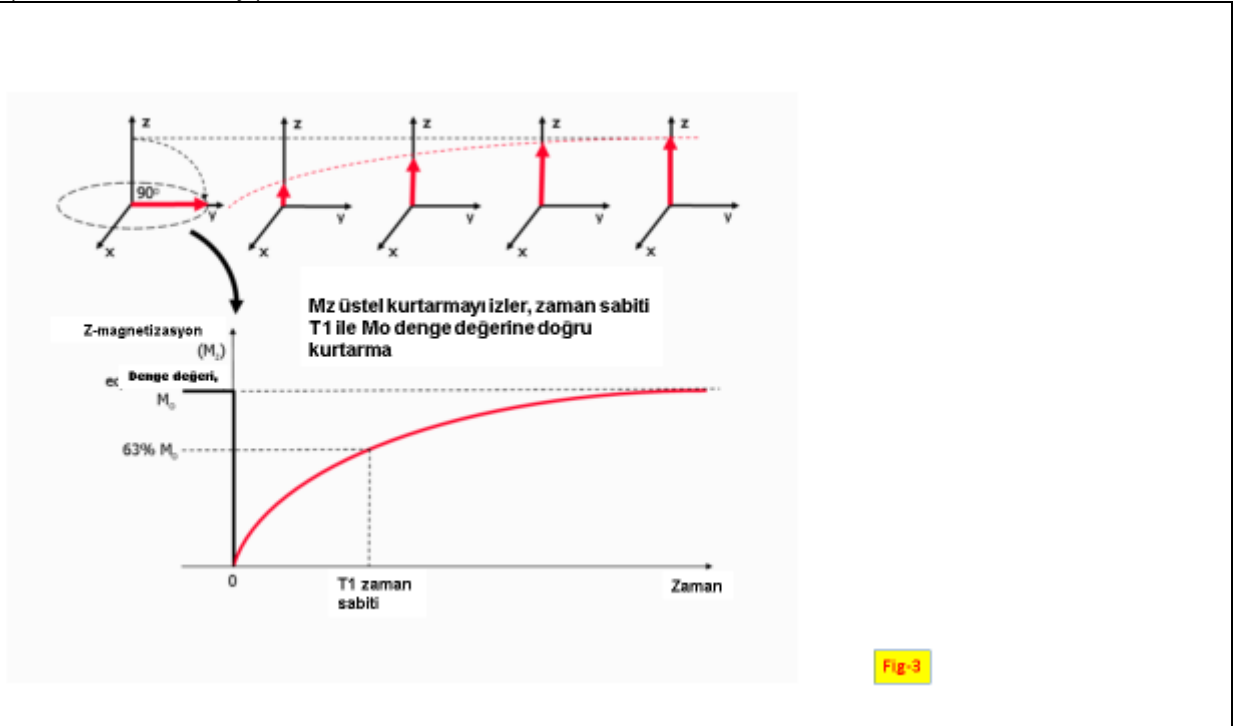
MR sinyal karakteristikleri - T1, T2 ve T2* relaksasyonu

rf vurusundan hemen sonra spin sistemi dengede orijinal durumuna geri dönmeye başlar. Bu süreç '**relaksasyon**' olarak bilinir.

Net manyetizasyonun iki bileşeni, longitudinal/ uzunlamasına (z) ve transvers/enine (xy) bileşenleriyle ilgili iki farklı relaksasyon süreci vardır:

- Genellikle **T1 relaksasyon** olarak adlandırılan birinci gevşeme süreci, "longitudinal relaksasyon", z bileşeninin uzunlamasına (z) eksenini boyunca dengede orijinal değerine düzelmesinden (geri kazanılması)sorumludur.
- İkinci gevşeme süreci, "transvers relaksasyon", z eksenini etrafında dönerken xy bileşeninin bozulmasından (zayıflamasından ; 'decay') sorumludur, bu gözlemlenen karşılık gelen MR sinyalinin bozulmasına neden olur. Longitudinal ve transvers relaksasyon aynı anda gerçekleşir, ancak transvers relaksasyon tipik olarak insan dokusu için çok daha hızlı bir süreçtir.
- Sinyal, döndürme [spin] sistemi kendi denge durumuna dönmeden çok önce bozulur.

T1 relaksasyon, zaman sabiti T1 olan üstel (katsayı ile ilgili) bir süreçtir. Örneğin, dengede 90°'lik bir vuru (bir saturasyon vurusu) uygulanırsa, z-manyetizasyonu vurudan hemen sonra sıfıra düşürülür, ancak daha sonra z eksenini boyunca denge değerine doğru düzelir, başlangıçta hızla z eksenini boyunca denge değerine doğru geri döner, denge, değerine yaklaştıkça yavaşlar (**Figür 3**). T1 zaman sabiti ne kadar kısa olursa, relaksasyon süreci ve dengeye dönüş o kadar hızlı olur. 90° rf vurusundan sonra z-manyetizasyonunun geri kazanılması bazen saturasyon'un geri kazanımı ('saturation recovery') olarak adlandırılır.



Figür 3. T1 relaksasyon süreci. Dengede 90° rf vurusu uygulandıktan sonra T1 relaksasyon sürecini gösteren diyagram. Net manyetizasyonun z bileşeni, Mz sıfıra indirgenir, ancak daha sonra başka rf vurusu uygulanmazsa kademeli olarak denge değerine geri döner. Mz'nin geri kazanılması, T1 zaman sabitine sahip üstel bir süreçtir. Bu, manyetizasyonun dengedeki değerinin %63'üne ulaştığı zamandır.

Transvers relaksasyon, net manyetizasyonun bütün proton popülasyonunun manyetik momentlerinin (dönüşlerinin) toplamının sonucu olduğu hatırlanarak anlaşılabilir. rf vurusundan hemen sonra tutarlı bir şekilde xy düzleminde birbirleriyle birlikte dönüyorlar.

Herhangi bir momentte gösterdikleri yönün açısına '**faz açısı**' denir ve benzer faz açılara sahip olan dönüşlerin bu ilk aşamada 'fazda' olduğu söylenir (**Figür 4**).

Zamanla, Moment'le açıklanan sebepler, faz açıları yavaş yavaş yayılır, uyum kaybı olur ve manyetik momentler artık birlikte dönmüyor ve 'faz dışı' hareket [move 'out of phase'] ettikleri söylenir.

faz açıları yavaş yavaş yayılır. Manyetik momentlerin net toplamı böylece azalır, bu da ölçülen net (transvers) manyetizasyonda bir azalmaya neden olur. Alıcı bobinin algıladığı sinyal (eğer daha fazla rf vurusu veya manyetik alan gradyanı uygulanmazsa), bu nedenle kademeli olarak azalan salınımlı bir manyetik alan olarak görülür (Serbest İndüksiyon Azalması veya **FID** [Free Induction Decay] olarak bilinir).

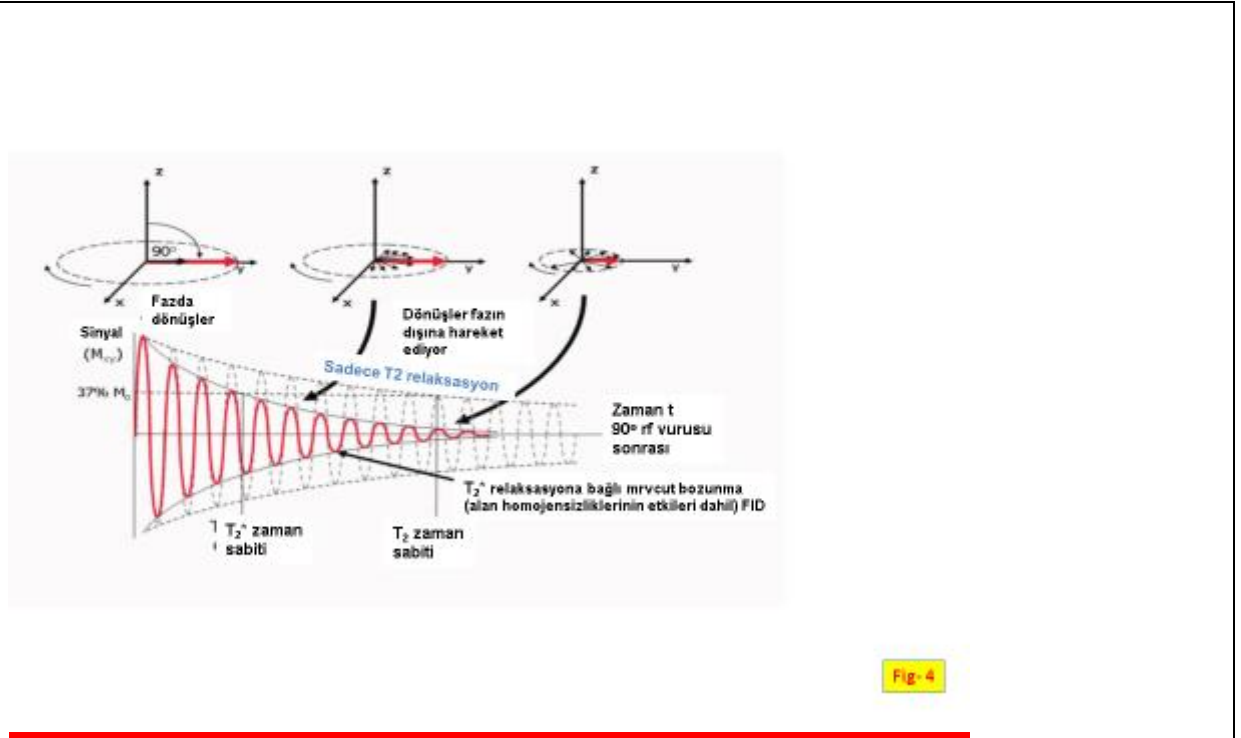
Bu uyum kaybının iki nedeni vardır. İlk olarak, komşu protonlar arasındaki etkileşimlerin varlığı, T2 relaksasyonu olarak bilinen bir faz uyumu kaybına neden olur. Bu, tek bir proton için devinim hızının, belirli bir anda deneyimlediği manyetik alana bağlı olduğu gerçeğinden kaynaklanmaktadır.

Uygulanan manyetik alan B_0 sabit olsa da, bir protonun manyetik momentinin komşu bir protonun maruz kaldığı manyetik alanı hafifçe değiştirmesi mümkündür.

Protonlar, moleküllerin içindeki atomların bileşenleri olduğu için, hızlı ve rastgele hareket ederler ve bu nedenle bu tür etkiler geçici ve rastgeledir. Net etki, tek tek protonların Larmor frekansının rastgele bir şekilde dalgalanması ve bu da proton popülasyonu genelinde bir uyum (eş fazlı olma) kaybına yol açmasıdır, yani, dönüşler kademeli olarak farklı faz açıları kazanır, birbirlerine farklı yönleri işaret ederler ve bir başkası ile faz dışına çıktıkları söylenir (bu genellikle **faz dağılımı** [de-phasing] olarak adlandırılır). Manyetizasyonun Mxy transvers bileşeninin sonuçta ortaya çıkan bozulması, bir zaman sabiti ile üstel (katsayı ile ilgili) bir forma sahiptir, T2, dolayısıyla transvers relaksasyona bu katkı T2 relaksasyonu olarak bilinir (**Figür 4**).

- Komşu proton dönüşleri (spinleri) arasındaki etkileşimlerden kaynaklandığı için bazen 'spin-spin relaksasyonu' olarak da bilinir. Spin-spin etkileşimlerinin rastgele doğası nedeniyle, T2 relaksasyonun neden olduğu sinyal bozulması geri döndürülemez.

Faz dağılımının (de-phasing) ikinci nedeni, uygulanan manyetik alanda, B_0 'da zamanla sabit olan yerel statik değişiklikler (inhomojenite) ile ilgilidir. Bu alan farklı konumlar arasında farklılık gösteriyorsa, Larmor frekansı da değişir. Bu nedenle, farklı uzaysal konumlardaki protonlar, farklı hızlarda dönecek ve sinyalin daha hızlı bozulması için daha fazla faz dağılımına neden olacaktır. Bu durumda, Larmor frekansındaki değişimin nedeni sabit olduğundan, sonuçta ortaya çıkan faz dağılımı potansiyel olarak tersine çevrilebilir. T2 relaksasyonunun birleşik etkisi ve manyetik alan düzensizliklerinin etkisi, **T2* relaksasyonu** olarak adlandırılır ve bu, bir FID sinyali ölçülürken gözlemlenen gerçek bozulma oranını belirler (**Figür 4**). T2* relaksasyon da T2 zaman sabitine sahip üstel bir süreçtir.



Figür 4. Transvers (T_2 ve T_2^*) relaksasyon süreçleri. Dengede 90° rf vurusu uygulandıktan sonra transvers relaksasyon sürecini gösteren bir diyagram. Başlangıçta transvers manyetizasyon (kırmızı ok), proton manyetik momentleri (spinler) popülasyonu fazda döndüğü için maksimum bir amplitüde sahiptir. Net transvers manyetizasyonun (ve dolayısıyla algılanan sinyalin) amplitüdü, proton manyetik momentleri birbirleriyle faz dışına çıktıkça azalır (küçük siyah oklarla gösterilmiştir). Ortaya çıkan bozulan sinyal, Serbest İndüksiyon Azalması (FID [Free Induction Decay]) olarak bilinir. Gözlenen faz uyumu kaybı (faz dağılımı [dephasing]) için genel terim, uygulanan manyetik alandaki yerel varyasyonların (inhomojenite) neden olduğu T_2 relaksasyonu ve ilave faz giderme etkisini birleştiren T_2^* relaksasyonudur. T_2 relaksasyonu, spin-spin etkileşimlerinin bir sonucudur ve moleküler hareketin rastgele doğası nedeniyle bu süreç geri döndürülemez. T_2^* relaksasyonu, FID sinyalinin daha hızlı bozulmasını açıklar, ancak alan inhomojenitenin neden olduğu ek bozulma, 180° yeniden odaklama vurusu uygulanarak tersine çevrilebilir. Hem T_2 hem de T_2^* , sırasıyla T_2 ve T_2^* zaman sabitlerine sahip üstel süreçlerdir. Bu, 90° rf vurusundan hemen sonra manyetizasyonun başlangıç değerinin %37'sine düştüğü zamandır.

T1 değerinin anlamı ve önemi

T_1 relaksasyonu, denge durumuna geri dönerken proton spin popülasyonundan enerji salınmasını içerir. Relaksasyon hızı, enerjinin çevreleyen moleküler yapıya salınma hızı ile ilgilidir. Bu da, hidrojen çekirdeklerini içeren molekülün boyutu ve özellikle belirli bir molekülün yuvarlanma hızı [tumbling rate] olarak bilinen moleküler hareket hızıyla ilgilidir. Moleküller yuvarlandıkça veya döndükçe, bitişik moleküllerdeki protonlar tarafından deneyimlenen dalgalı bir manyetik alana yol açarlar. Bu dalgalı manyetik alan Larmor frekansına yakın olduğunda, enerji alışverişi daha uygundur.

- Örneğin, lipid molekülleri, Larmor frekansına yakın bir yuvarlanma hızına yol açan ve dolayısıyla enerji değişimi için son derece elverişli bir boyuttadır. Bu nedenle yağ, tüm vücut dokuları arasında en hızlı T_1 relaksasyon hızlarından birine ve dolayısıyla en kısa T_1 relaksasyon süresine sahiptir. Daha büyük moleküllerin, enerji alışverişi için elverişsiz olan ve uzun relaksasyon sürelerine yol açan çok daha yavaş yuvarlanma hızlarına sahiptir.
- Serbest su, daha küçük moleküler boyutu çok daha hızlı bir moleküler yuvarlanma hızına sahiptir ve bu da enerji değişimi için elverişsizdir ve bu nedenle uzun bir T_1 relaksasyon süresine sahiptir. Dolayısı ile, büyük makromoleküllere bitişik olan su moleküllerinin yuvarlanma hızları T_1 değeri olabilir.
- Yüksek makromoleküler içeriğe sahip (örneğin kas) su bulunan dokular bu nedenle daha kısa T_1 değerlerine sahip olma eğilimindedir. Tersine, su içeriği örneğin bir enflamatuar süreçle arttığında, T_1 değeri de artar.

T2 değerinin anlamı ve önemi

T_2 relaksasyonu, gerçekleşen spin-spin etkileşiminin miktarı ile ilgilidir.

- Serbest su, nispeten uzak ve hızlı hareket eden küçük moleküller içerir ve bu nedenle spin-spin etkileşimleri daha az sıklıkta ve T_2 relaksasyonu yavaştır (uzun T_2 relaksasyon sürelerine yol açar). Büyük moleküllere bağlı su molekülleri yavaşlar ve etkileşime girme olasılıkları daha yüksektir, bu da daha hızlı T_2 relaksasyonuna ve daha kısa T_2 relaksasyon sürelerine yol açar.
- Yüksek makromoleküler içeriğe sahip (örneğin kas) su bazlı dokular daha kısa T_2 değerlerine sahip olma eğilimindedir. Tersine, su içeriği örneğin bir enflamatuar süreçle arttığında, T_2 değeri de artar.
- Lipid molekülleri orta büyüklüktedir ve uzun karbon zincirleri üzerindeki hidrojen çekirdekleri arasında etkileşimler vardır("**J- eşleşmesi**" olarak bilinen bir etki) T_2 relaksasyon sabitinin bir ara değere düşmesine neden olur. Turbo veya hızlı spin- eko tekniklerinde kullanılanlar gibi hızla tekrarlanan rf darbeleri, J-eşleşmesini azaltma etkisine sahip olabilir; bu da artan T_2 relaksasyon süresi ve yağdan daha yüksek sinyal yoğunluğu ile sonuçlanır ⁶.

Manyetik rezonans ekoları

FID bir MR sinyali olarak algılanabilirken, MR görüntüleme için MR sinyalini bir eko biçiminde oluşturmak ve ölçmek daha yaygındır. Bunun nedeni, uzayda MR sinyallerini lokalize etmek ve kodlamak için kullanılan manyetik alan gradyanlarının, FID ('Free induction decay' [Serbest indüksiyon bozulması])'yi bozan ek faz dağılımına neden olmasıdır.

MR görüntüleme için kullanılan en yaygın iki eko türü, gradyan- ekolar ve spin- ekolardır. Aşağıdaki bölümlerde bu ekoların nasıl oluşturulduğu açıklanmaktadır.

Gradyan ekolar

Gradyan ekoları, manyetik alan gradyanlarının kontrollü uygulanmasıyla oluşturulur. Manyetik alan gradyanları, alan kuvvetinde bir değişiklik ve dolayısıyla belirli bir yön boyunca Larmor frekansına da uyan bir değişiklik üretmek için kullanılır.

Bir manyetik alan gradyanı açıldığında (çalışmaya başladığında), proton dönüşlerinin uyumu (eş fazlı olmasını) kaybetmesine (faz dağılımına) veya farklı frekanslarda ilerlerken gradyan yönü boyunca hızla bozulmasına neden olur. Bir manyetik alan gradyanı açıldığında, proton spinlerinin uyumunu kaybetmesine veya farklı frekanslarda ilerlerken gradyan yönü boyunca hızla faz dağılımına (de-phasing) neden olur. Bu faz dağılımı (de-phasing), FID sinyalinin genliğinin hızla sıfıra düşmesine neden olur (*Figür 5*).

Bununla birlikte, bir manyetik alan gradyanının neden olduğu faz dağılımı miktarı, aynı yönde, eşit amplitüde fakat zıt yönde bir ikinci manyetik alan gradyanı uygulanarak tersine çevrilebilir.

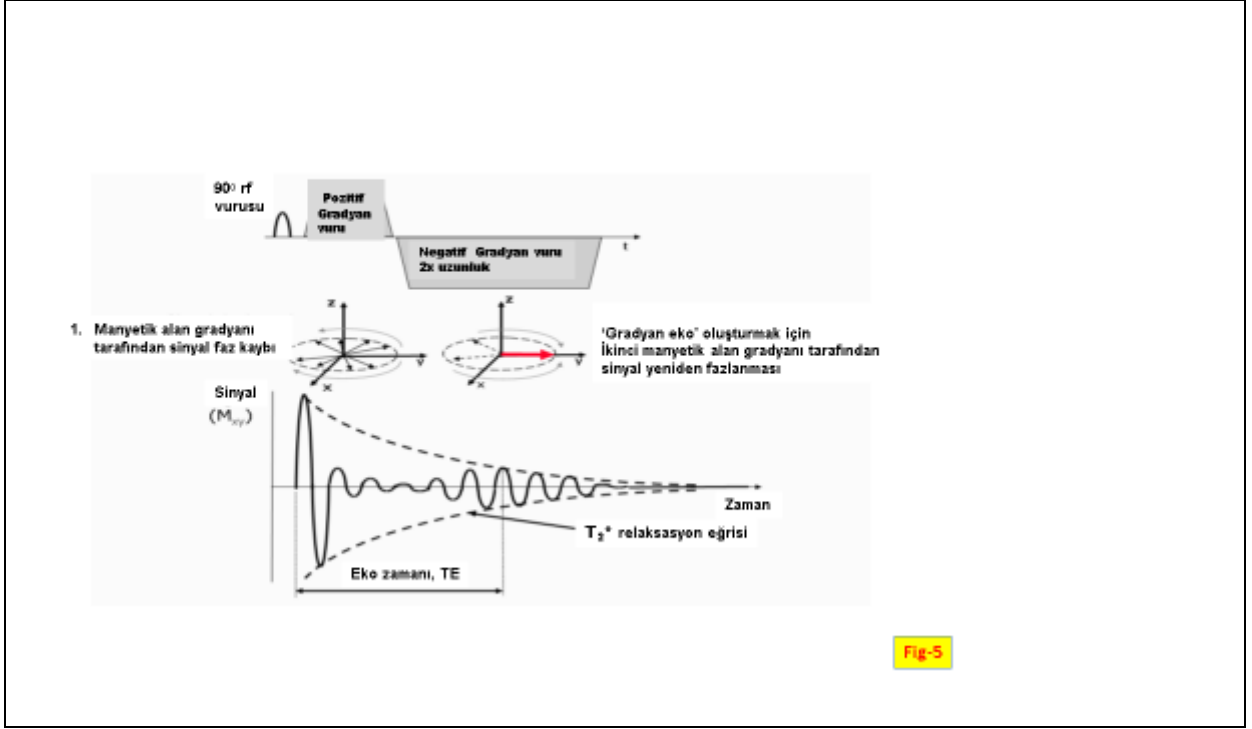
İkinci gradyan, birinci gradyanla aynı süre boyunca uygulanırsa, birinci gradyanın neden olduğu faz kaybı iptal edilir ve FID yeniden görünür. İlk gradyan tarafından fazı kaldırılan dönüşlerin faza geri döndüğü veya "yeniden fazlandığı" noktada maksimum bir amplitüde ulaşır. İkinci gradyan daha sonra uygulanmaya devam ederse, FID sinyalinin fazı bozulur ve bir kez daha kaybolur.

- Gradyan yönünün değiştirilmesiyle yeniden aşamalı hale getirilen sinyal, gradyan ekosu olarak bilinir.

Transvers manyetizasyonun rf vurusu tarafından üretildiği noktadan (FID) gradyan ekosunun maksimum genliğine ulaştığı noktaya kadar geçen süre, '**eko süresi**' ([echo time] kısaltılmış **TE**) olarak bilinir. Bu, uygulanan manyetik alan gradyanlarının zamanlamasını değiştirerek kontrol edilebilir.

Eko süresi daha uzun olarak seçilirse, daha doğal T2* faz kaybı meydana gelir ve maksimum eko amplitüdü küçülür.

- Pratikte TE, diğer şeylerin yanı sıra T2*'nin görüntü kontrastı üzerindeki etkisini belirlediği için MR sistem operatörü (milisaniye cinsinden) tarafından ayarlanır.



Figür 5. Gradyan ekosu oluşturma. Bu diyagram, bir manyetik alan gradyanının tersine çevrilmesinin, bir gradyan ekosu oluşturmak için nasıl kullanıldığını gösterir. 1. pozitif manyetik alan gradyanının uygulanması, transvers manyetizasyonun, M_{xy} 'nin ve dolayısıyla FID sinyalinin sıfır amplitüdüne hızlı bir şekilde bozulmasına neden olur. 2. negatif manyetik alan gradyanının uygulanması, ilk gradyan vurusunun neden olduğu faz dağılımını tersine çevirir ve FID sinyalinin geri kazanılmasıyla, eko zamanında, $[TE'de]$ bir gradyan ekosunun oluşturulması ile sonuçlanır. İkinci gradyanın zaman süresinin birinci gradyanın iki katına uzatılması, FID'nin fazın sıfıra dönmesine neden olur. Ekonun maksimum amplitüdü hem T_2^* relaksasyon hızına hem de seçilen TE'ye bağlıdır.

Spin ekolar

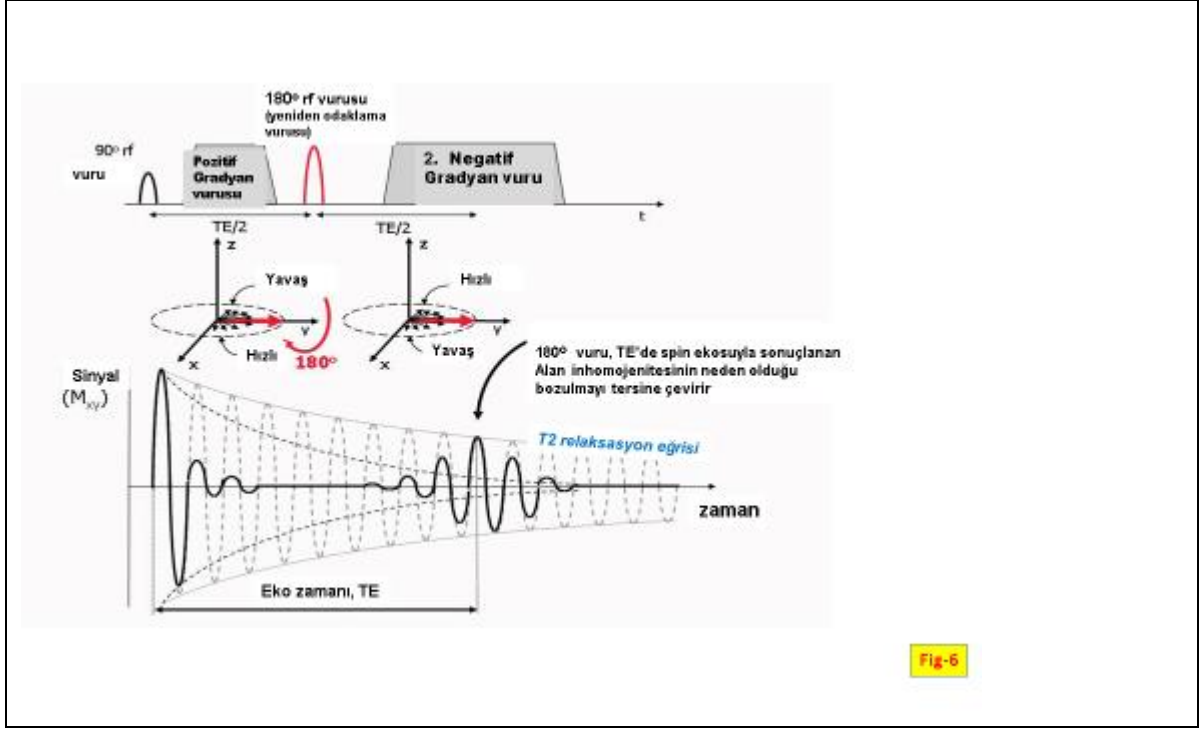
Dönüş (spin)- ekoları, 90° eksitasyon vurusundan sonra 180° yeniden- odaklama (re-focusing) rf vurusunun uygulanmasıyla meydana getirilir (Figür 6). T_2 relaksasyonunun neden olduğu faz kaybı rastgele, geri döndürülemez bir süreç olsa da, statik manyetik alan inhomojenitlerinin varlığının neden olduğu ek faz dağılımı potansiyel olarak tersine çevrilebilir. FID sinyalinin ilk oluşumundan sonra belirli bir zamanda, her bir proton dönüşü için rölatif faz değişiminin oranı, uygulanan manyetik alanın yerel değeri ile ilgilidir. 180° yeniden odaklama vurusunun uygulanması, dönüşleri (spinleri) 180° döndürür ve xy düzlemi içindeki rölatif faz değişikliğinin işaretini etkin bir şekilde değiştirir. Yerel olarak artan alan nedeniyle önceki rölatif faz değişiminin pozitif olduğu yerde, 180° vuru negatif ve bunun tam tersi olmasına neden olur. Yerel alan varyasyonları sabit kaldığından, dönüşler hala aynı Larmor frekansına sahip olmaya devam eder, böylece artan alandaki bir dönüş faz kazanmaya, azalan alandaki bir dönüş faz kaybetmeye devam eder.

Faz kaymalarının işareti, 180° yeniden- odaklama vurusu ile yarı yolda değiştirildiği için, dönüşlerin tümü, FID'nin amplitüdünde artmasına neden olan faza geri döner, dönüşlerin tümü, FID'nin amplitüdünde artmasına neden olarak faza geri döner ve eko zamanında, TE (echo time)'de bir maksimuma ulaşır.

Alan düzensizliklerinin neden olduğu dönüş fazı dağılımının TE zamanında tamamen tersine çevrilmesi için $TE/2$ zamanında 180° vuru uygulanmalıdır.

- 180° rf yeniden- odaklama vurusunun uygulanması yoluyla yeniden ortaya çıkan (re-phases) sinyal, bir dönüş ekosu [spin echo] olarak bilinir. TE zamanında maksimum bir amplitüde

ulaştıktan sonra sinyal, T_2^* relaksasyon süreci nedeniyle tekrar fazını kaybeder. Görüntüleme amacıyla manyetik alan gradyanları ayrıca faz dağılımı (Faz kaybı = 'de-phasing') periyodu sırasında ve spin eko'nun ölçümü sırasında da uygulanır.



Figür 6. Spin eko oluşturma. Manyetik alan inhomojenitelerinin mevcudiyeti, proton manyetik momentlerinin ilave faz bozulmasına neden olur. Larmor frekansı, manyetik alanın azaldığı yerde daha yavaş ve alanın arttığı yerde daha hızlıdır, bu da sırasıyla rölatif olarak fazda bir kayıp veya kazanç ile sonuçlanır. Eko süresinin yarısı olan $[TE/2]$ periyodundan sonra, 180° rf vurusunun uygulanması, dönüşleri, 'spin'leri' (bu örnekte) y eksenini etrafında döndürerek faz kaymalarının bulgularında ani bir değişikliğe neden olur. Larmor frekansındaki farklılıklar değişmeden kaldığından, proton manyetik momentleri benzer bir zaman periyodu boyunca faza geri döner, manyetik alan inhomojenitelerin faz kaybı etkisini tersine çevirerek bir spin ekosu oluşturur. 180° yeniden odaklama darbesinin etkisine ek olarak, görüntüleme amacıyla sinyalin fazını kaldırmak ve yeniden fazlandırmak için gradyanlar uygulanır. Spin eko vuru dizileri için, 180° vuru aynı zamanda birinci gradyanın neden olduğu faz kaymalarının işaretini de değiştirdiğinden, ikinci gradyanın birinciyle aynı işarete sahip olduğuna dikkat edilmeli.

Spin ekoya karşı Gradyan eko

Genel olarak, 180° yeniden- odaklama vurusu manyetik alan inhomojenitelerinin neden olduğu faz kaybını ortadan kaldırdığından, spin eko sinyalinin amplitüdü, gradyan eko sinyalinden daha büyüktür.

- Spin ekosuna dayalı görüntüleme, metalik artefaktların (örneğin sternal teller veya metalik kalp) neden olduğu alan inhomojenitenin varlığından da daha az etkilenir. Gradyan- eko görüntüleme demirin neden olduğu manyetik alan inhomojenite varlığından daha fazla etkilenir ve bu nedenle örneğin kalp ve karaciğerde artan demir birikimi olan hastaların değerlendirilmesinde yararlıdır.

Bir görüntü oluşturmak için MR sinyallerini lokalize etme ve kodlama

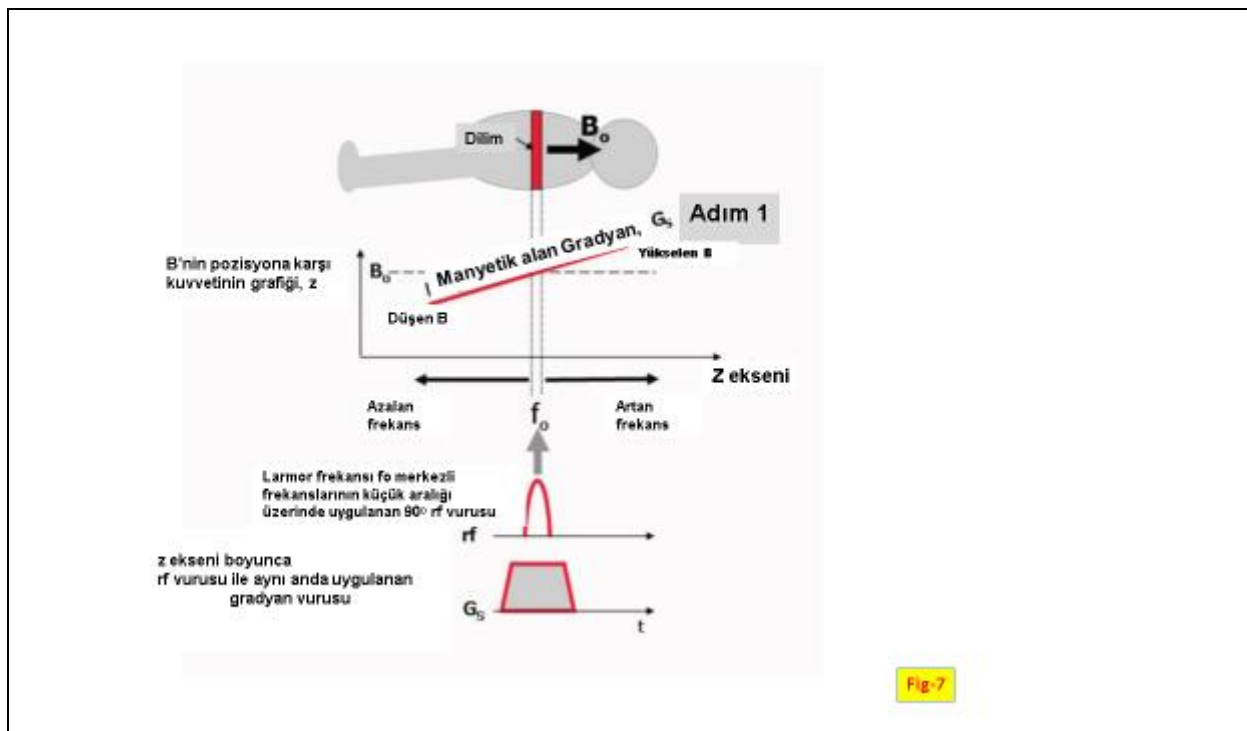
Yukarıda anlatıldığı gibi üretilen MR eko sinyalleri bir görüntü meydana getirmek için manyetik alan gradyanları uygulanarak lokalize edilebilir ve kodlanabilir. Bunun nedeni, bir manyetik alan gradyanı uygulamasının manyetik alanın gücüne neden olması ve dolayısıyla Larmor frekansının bu yöndeki konuma bağlı olmasıdır.

Aşağıdaki İzleyen bölümlerde, rf vuruları ve gradyan manyetik alanların bir kombinasyonunu kullanarak kesitsel bir 2 boyutlu görüntü (veya görüntü dilimi) oluşturmak için en yaygın kullanılan yöntemi açıklanmaktadır.

Adım 1 - Bir görüntü diliminin seçilmesi

Önce, protonların rezonansı bir doku dilimiyle sınırlıdır. Bu, rf eksitasyon vurusu iletilirken aynı anda bir gradyan manyetik alan uygulanarak yapılır (**Figür 7**). rf vurusunun frekansı, uygulanan gradyan yönü boyunca seçilen bir noktada Larmor frekansına karşılık gelir.

- Sonuçta, rezonansın yalnızca, o noktayı gradyan yönüne dik açılarda kesen ve etkili bir şekilde bir doku dilimini tanımlayan bir düzlemdeki protonlar için meydana gelmesidir. Bu işlem "**Dilim seçimi**" olarak bilinir ve gradyan, dilim seçim gradyanı G_s olarak bilinir.
- Dilimin yönü, dilim seçim yönü olarak bilinen uygulanan gradyanın yönü ile belirlenir (**Figür 7 örneğinde bu z yönüdür**).
- Yalnızca tek bir frekanstan ziyade, iletilen rf vurusu, rf vurusunun "iletim bant genişliği" olarak bilinen küçük bir frekans aralığından oluşur. Bu, dilime bir kalınlık verir. Dilimin kalınlığı, rf vurusu bant genişliği ve gradyanın dikliği (veya gücü) kombinasyonu ile belirlenir.



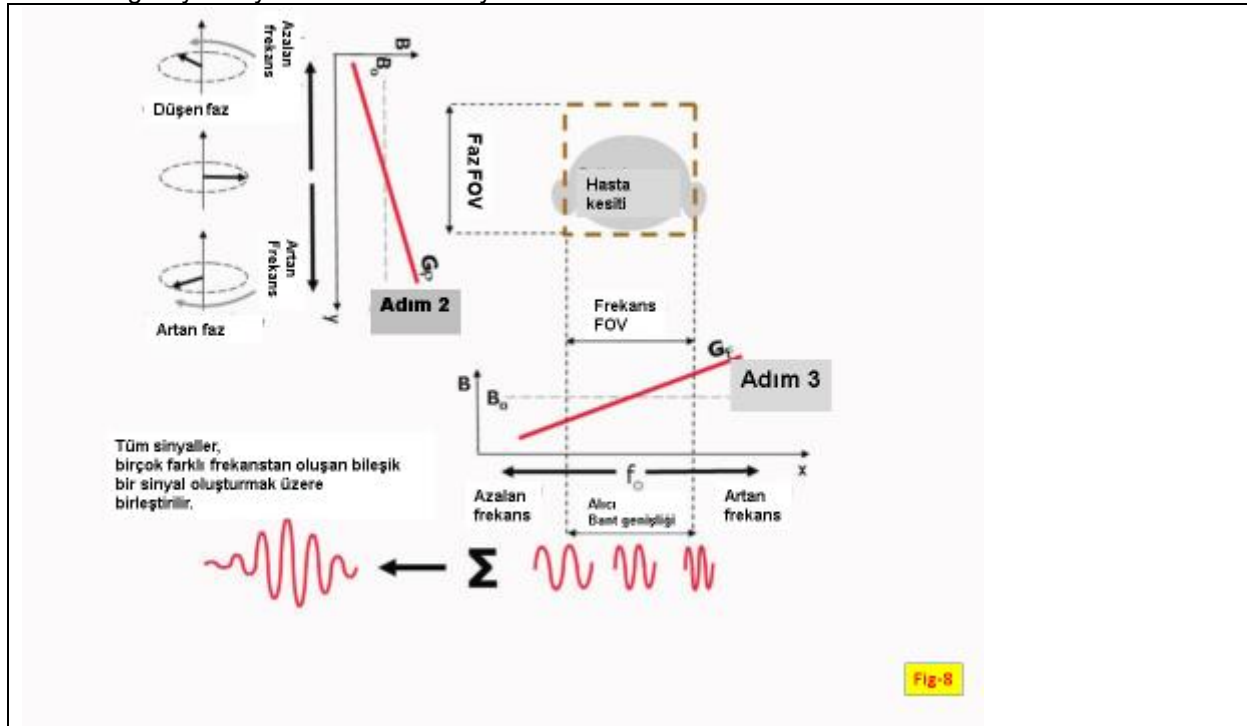
Figür 7. Görüntü oluşturma, Adım 1 - Bir dilim seçme. Görüntü oluşturma işleminin 1. adımı için, rf eksitasyon vurusu ile aynı anda bir manyetik alan gradyanı G_s uygulanarak bir doku dilimi seçilir. Gradyan boyunca konum (bu örnekte z ekseninde) Larmor frekansını belirler ve rezonans yalnızca bunun, z eksenine dik bir doku düzlemi (dilim) tanımlayan rf vurusunun frekansı, f_0 ile eşleştiği yerde meydana gelir. Gradyan boyunca konum (bu örnekte

z eksenı boyunca) Larmor frekansını belirler ve rezonans yalnızca bunun, z eksenine dik bir doku düzlemi (dilim) tanımlayan rf darbesinin frekansı f_0 ile eşleştiği yerde meydana gelir.

Adım 2 - Faz kodlaması

Dilim seçimini takiben, belirli bir süre için bir faz kodlama gradyanı olan G_p uygulanır (Figür 8). Bu, protonların gradyan boyunca rölatif konumlarına göre farklı frekanslarda dönmesine neden olur. Gradyanın manyetik alanı arttırdığı yerde, protonlar daha yüksek bir devinim frekansı elde ederken, gradyanın manyetik alanı azalttığı yerde, protonlar daha düşük bir devinim frekansı elde eder. Bu nedenle protonlar, gradyan boyunca konumlarına göre rölatif fazlarını da sürekli olarak değiştirirler.

- Gradyan kapatıldığında, protonlar gradyan boyunca pozisyonlarına bağlı olarak rölatif fazlarını bir miktar değiştirmiş olacaklardır. Bu işlem, "**Faz kodlaması**" olarak ve uygulanan gradyanın yönü "faz kodlama yönü" olarak bilinir.



Figür 8. Görüntü oluşumu, Adım 2 ve 3 - Faz ve frekans kodlaması. Görüntü oluşturma işleminin 2. adımı için, seçilen görüntü düzlemi boyunca bir yönde bir faz kodlama gradyanı [GP = phase encoding gradient] uygulanır (bu durumda faz kodlama yönü y yönü boyuncadır). Bu, gradyan boyunca konumlarına ve gradyanın eğimi ve süresine bağlı olarak proton manyetik momentlerinin bir dizi faz kaymasına neden olur. Adım 3 için, faz kodlama gradyanını takiben, frekans kodlama gradyanı GF[= frequency encoding gradient], seçilen dilimin düzleminde de fakat faz kodlama yönüne dik olarak uygulanır. MR sinyali ekosu bu süre içinde ölçülür. Frekans kodlama gradyanı, Larmor frekansını yönü boyunca konuma göre belirler (bu durumda, x yönü). Bu nedenle doku diliminden algılanan MR sinyali birçok farklı frekanstan oluşur. Görüş alanı önceden tanımlanmıştır ve alıcı bant genişliği olarak adlandırılan belirli bir frekans aralığıyla eşleştirilir.

Adım 3 - Frekans kodlaması

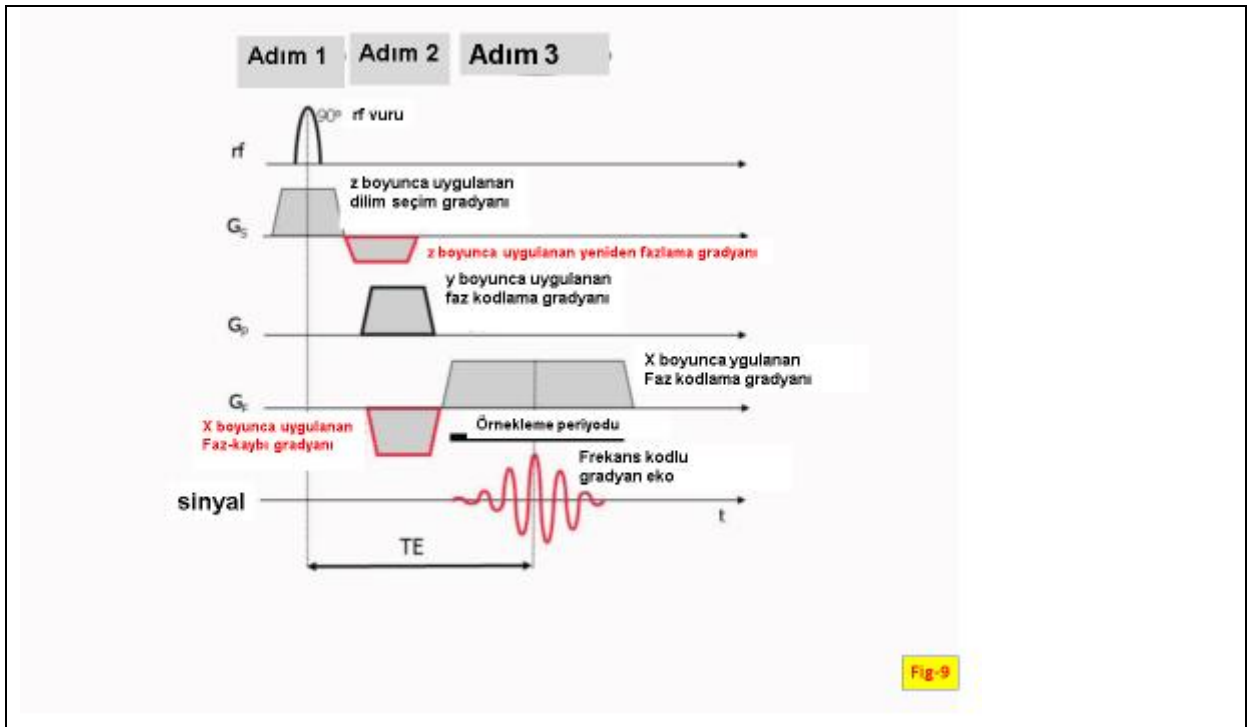
Faz kodlama gradyanını takiben, frekans kodlama gradyanı, G_F , ona dik açılarda bir yönde uygulanır ve benzer bir şekilde protonların bu yön gradyanı boyunca rölatif konumlarına göre farklı frekanslarda dönmesine neden olur (**Figür 8**). Bu gradyan daha uzun süre uygulanır, aynı zamanda sinyal ölçülür veya dijital olarak örneklenir. Sinyal, gradyan boyunca farklı konumlarında proton manyetik momentlerinin Larmor frekanslarına karşılık gelen bir dizi frekanstan (veya bant genişliğinden) oluşur. Bu işlem "**Frekans kodlaması**" olarak bilinir,

Özetle, MR sinyali üç boyutta lokalize etmek için üç aşamalı bir işlemde üç ayrı manyetik alan gradyanı uygulanır. **Figür 7 ve 8'deki** örnekler için bu gradyanlar, dilim kesit gradyanı ile sırayla uygulanır: z eksenini boyunca G_S , faz kodlama gradyanı uygulanır. G_P , y eksenini ve frekans kodlama gradyanı boyunca uygulanır, x eksenini boyunca G_F uygulanır (**Figür 9**). Bu, z eksenine dik bir dilimi, yani transaksial düzlemde yönlendirilmiş bir dilimi tanımlar. Diğer dilim yönelimleri, gradyanların her birinin farklı bir eksene yeniden atanmasıyla elde edilir. Lokalizasyon görevlerinin her birini gerçekleştirmek için iki veya daha fazla eksen boyunca gradyanların birleştirilmesiyle açılı bir dilim elde edilir.

- Rastgele bir dilim oryantasyonu tanımlama yeteneği; özellikle kalp boşlukları ve kapakçık düzlemlerinin standart görünümünü elde etmek için çift oblik açılı dilimler gerektiren kardiyak uygulamalar için MRG'nin önemli bir gücüdür.

(**Figür 9**)'da Ek gradyan vurularının hem dilim seçim gradyanından sonra hem de frekans kodlama gradyanından önce gösterildiğine dikkat edin. Bu ekstra gradyan vuruları, MR sinyal ekosunun merkezinde mümkün olan maksimum sinyali sağlamak için bu iki görüntüleme gradyanının neden olduğu faz bozulmasını önlemek için gereklidir. Ek gradyan vuruları, görüntüleme gradyanlarıyla aynı yön boyunca uygulanır, ancak ters eğim ile transvers manyetizasyon tekrar faza getirilir. Dilim seçim gradyanı için, transvers manyetizasyon sadece uygulanan rf vurusunun yarısında oluşturulduğundan, faz kaybı yalnızca dilim seçim gradyanının ikinci yarısında meydana gelir. Dolayısı ile bu dilim seçim gradyanının sadece yarısı kadar olan bir yeniden fazlama gradyanı ile takip edilir.

Bu dilim seçim gradyanı boyunca meydana gelen faz dağılımının tersine çevrilmesini sağlar. Frekans kodlama gradyanı normal olarak bir fazlama kaybı gradyanı ile gelir, böylece frekans kodlama gradyanı uygulandığında, fazlama kaybı, frekans kodlama gradyanının ilk yarısı tarafından tersine çevrilir ve sinyal ekosunu, örnekleme periyodunun merkezinde maksimum amplitüde ulaştırır.



Figür 9. Görüntü oluşumu – vuru dizisi diyagramı. Görüntü oluşumu için MR sinyalini lokalize etmek ve kodlamak için üç aşamalı işlemin bir parçası olarak uygulanan rf ve gradyan vurularının rölatif zamanlamasını gösteren bir darbe dizisi diyagramı. Frekans kodlu MR sinyali ekosu, eko zamanında, TE = the echo time] merkezlenen bir örnekleme periyodu sırasında ölçülür. Ek gradyan vuruları (kırmızı ile gösterilmiştir) dilim seçim gradyanından hemen sonra ve frekans kodlama gradyanından hemen önce gereklidir. Bu ek vurulardır, görüntüleme gradyanlarının neden olduğu herhangi bir transvers magnetizasyonun, eko süresine, (TE) ulaşıldığında iptal edilmesini sağlar. Bu, ekonun bu noktada mümkün olan maksimum sinyale ulaşmasıyla sonuçlanır.

Görüntünün yeniden yapılanması (rekonstrüksiyonu)

Frekans kodlu sinyal, Fourier dönüşümü kullanılarak analiz edilir. Bu, zamana bağlı MR sinyalini farklı frekans bileşenlerine dönüştüren matematiksel bir araçtır (**Figür 10**). Her bir frekans bileşeninin amplitüdü her bir lokalizasyondaki rölatif sinyal miktarını belirlemek için frekans kodlama gradyanı boyunca bir konum üzerine eşlenebilir.

Frekans kodlama yönündeki görüş alanı, operatör tarafından mm veya cm olarak tanımlanır. Bu görüş alanı boyunca frekans aralığı, frekans kodlama gradyanı için gerekli olan “alıcı eğimi” olarak bilinir.

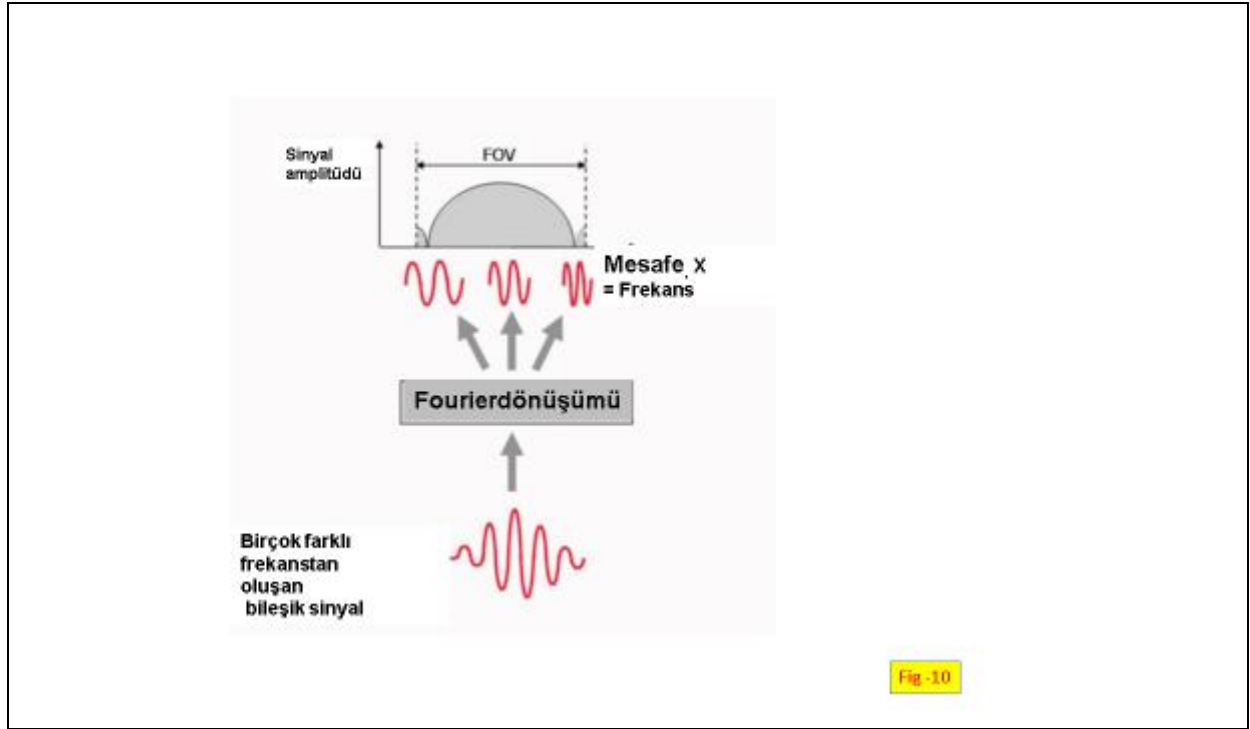
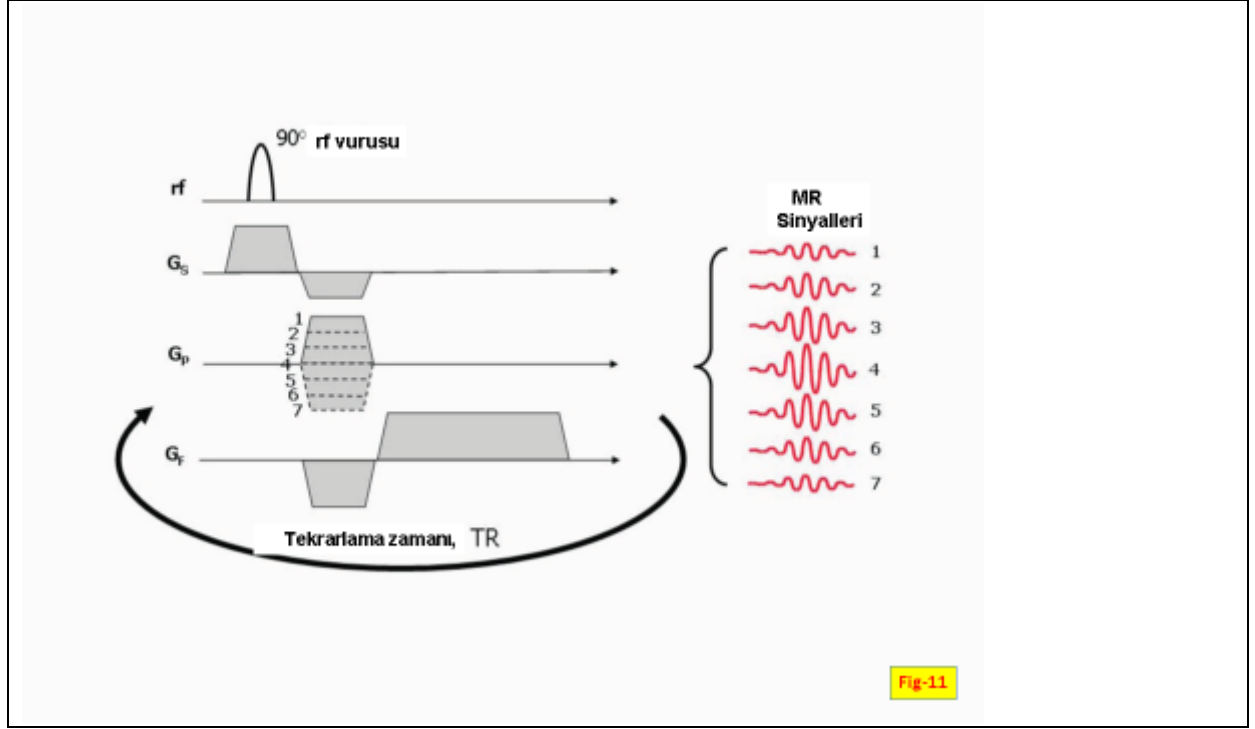


Fig -10

Figür 10. Görüntü rekonstrüksiyonu - frekans kodlaması. Frekans kodlamalı sinyal, önceden tanımlanmış görüş alanı içindeki frekans kodlama gradyanı boyunca her bir konuma frekans bileşenlerinin her birinin katkısını belirlemek için bir Fourier Dönüşümü ile analiz edilir.

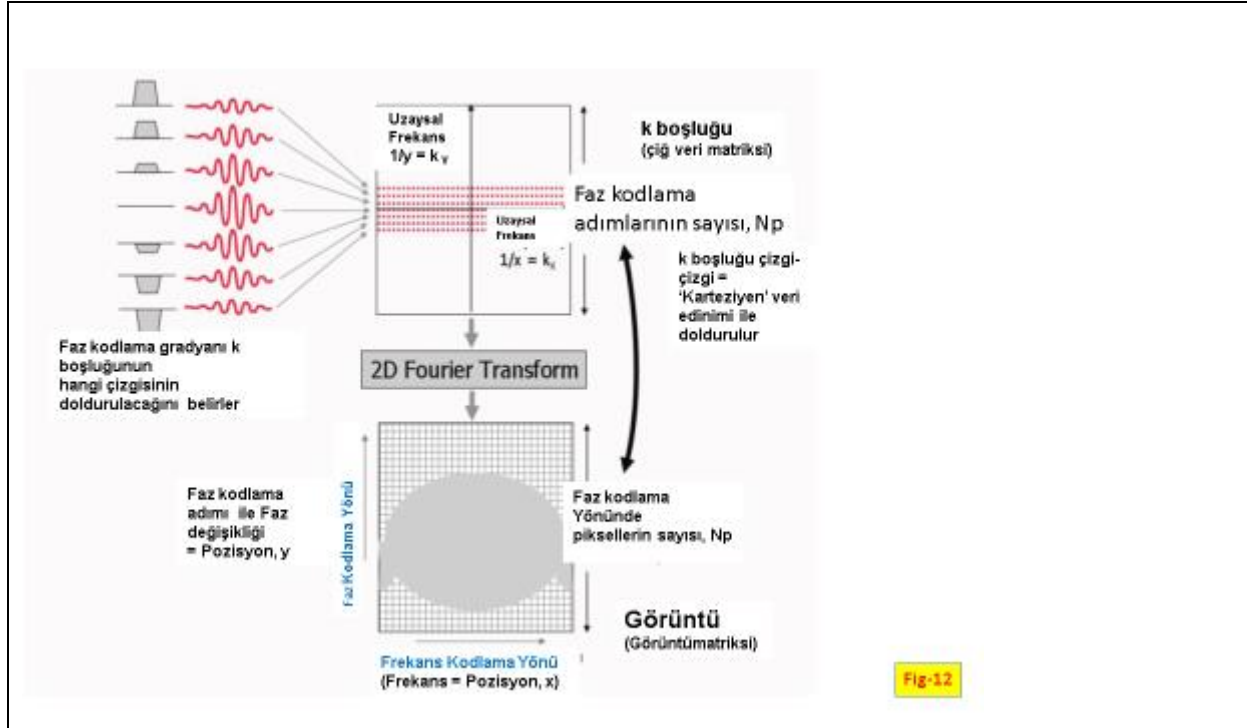
Fourier Dönüşümü ile kodlanmış MR sinyalinin analizi sinyalin frekans içeriğini sağlarken, faz kodlama gradyanı tarafından verilen faz değişikliklerinin kodu benzer bir işlemle çözülemez. Fourier Dönüşümü (The Fourier Transform) yalnızca zamanla değişen bir sinyali analiz edebilir.

Bunu etkinleştirmek için, yukarıdaki üç aşamalı işlem (dilim seçimi-, faz kodlaması- ve frekans kodlaması) tekrarlanarak bir dizi sinyal ekosu oluşturulur; her seferinde aynı dilim seçimi ve frekans kodlama gradyanını uygular, ancak farklı miktarda faz kodlaması yapar (**Figür 11**).



Figür 11. *Faz kodlama adımları ve tekrarlama süresi, TR (= repetition time).* Görüntü rekonstrüksiyonu için yeterli bilgi elde etmek için vuru dizisi, her seferinde uygulanan faz kodlama gradyanının kuvvetinde (veya eğiminde) bir artışla birkaç kez tekrarlanır. Bu örnekte, gradyan eğimini kodlayan 7 faz değeri kullanılmıştır (noktalı çizgilerle gösterilmiştir). Faz kodlama gradyanının gücü arttıkça, bunun gradyan boyunca faz kaybı miktarını arttırdığına dikkat edin. Faz kodlama gradyanının gücü (veya eğimi) sıfır olduğunda (adım 4), fajsızlaşma olmaz ve sinyal mümkün olan maksimumamplitüde sahiptir. Her tekrar arasındaki zaman aralığı, tekrar süresi, TR olarak bilinir.

Bu, her tekrar için faz kodlama gradyanının gücünü (veya eğimini) eşit artışlar veya adımlarla artırarak yapılır. Her faz kodlama adımı için sinyal ekoları ölçülür, sayısallaştırılır ve ham veri matrisinde saklanır. Her tekrar arasındaki zaman aralığı, tekrar süresi olarak TR (repetition time) bilinir. Öngörülen sayıda faz kodlama adımı için tüm sinyaller alındıktan ve saklandıktan sonra, hem frekans hem de faz bilgisinin kodunu çözmek için iki boyutlu bir Fourier dönüşümü ile birlikte analiz edilirler (**Figür 12**).



Figür 12. Görüntü rekonstrüksiyonu, k-boşluğu ve görüntü boşluğu . Her faz kodlama adımından türetilen MR sinyalleri, k-boşluğu olarak bilinen ham bir veri matrisinde depolanır. Bu matrisin iki boyutlu Fourier dönüşümü, görüntünün yeniden yapılandırılmasıyla sonuçlanır. Faz kodlama adımlarının sayısı, faz kodlama yönü boyunca görüntüdeki piksellerin sayısını belirler. Görüntünün koordinatları, x ve y uzaysal koordinatlarıdır. Görüntüdeki MR sinyali bileşenlerinin dağılımı, frekans kodlama yönü (bu durumda, x) boyunca frekansları ve faz kodlama yönü boyunca (bu durumda, y) her bir faz kodlama adımında fazdaki değişimleri ile belirlenir. k-boşluğunun koordinatları, $k_x = 1/x$ ve $k_y = 1/y$ uzaysal frekanslarıdır. k-boşluğundaki veri noktaları (örneklenmiş MR sinyalleri) bu nedenle görüntünün uzaysal frekans içeriğini temsil eder. Kartezyen veri toplamada, veri noktaları, her çizgi ayrı olarak örneklenmiş bir MR sinyaline karşılık gelecek şekilde, k_x yönü boyunca çizgi-çizgi satır saklanır. k_x boyunca konum, örneklem periyodu sırasındaki zaman noktasına bağlıdır. k_y yönündeki veri noktalarının her çizginin konumu, her faz kodlama adımında faz kodlama yönünün amplitüdü ve süresi ile belirlenir.

Tekrar süresi ve görüntü edinme (elde etme) süresi

Tekrar süresi (The repetition time), TR, operatör tarafından milisaniye cinsinden ayarlanabilen bir diğer önemli parametredir. Daha sonra göreceğimiz gibi, yalnızca MR görüntülerinin ne kadar hızlı alınabileceğini belirlemekle kalmaz, aynı zamanda görüntü kontrastını da etkiler. Yeniden oluşturulmuş görüntünün faz kodlama yönündeki piksel sayısı, kullanılan faz kodlama adımlarının sayısı, N_p ile belirlenir. Faz kodlama adımlarının uzamsal çözünürlüğü ve sonuç olarak genellikle görüntü elde etme süresi ile sınırlıdır.

$$\text{Görüntü edinme süresi} = TR \times N_p$$

- Eğer, faz kodlama yönünde (sabit bir görüş alanı için) daha büyük bir uzaysal çözünürlük gerekiyorsa, o yöndeki piksel sayısı (bazen elde edilen görüntü matrisi boyutu olarak anılır) artırılmalıdır. Bu, daha fazla sayıda tekrar ve dolayısıyla daha uzun bir görüntü elde etme süresi gerektirir.

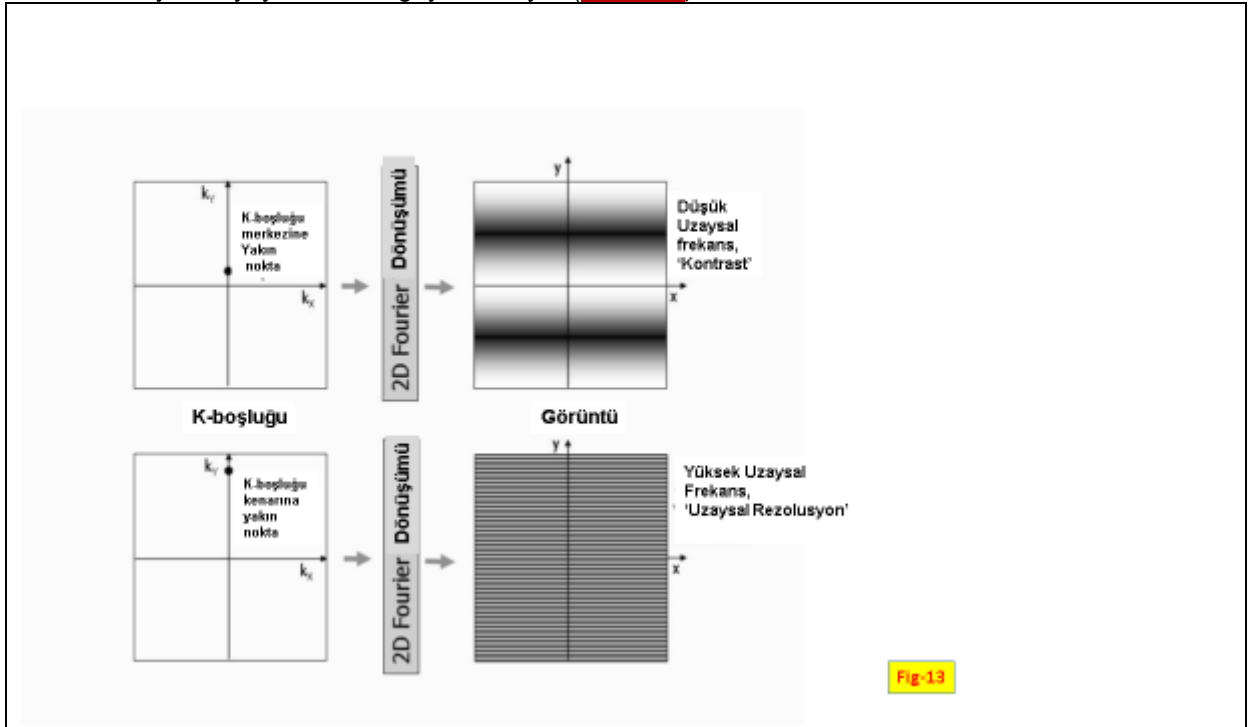
k- boşluk (k-space)

MR sinyallerinin manyetik alan gradyanlarının kullanımıyla oluşturulma ve kodlanma şekli, sinyaldeki veri noktaları ile görüntüdekiler arasında belirli bir ilişkiye yol açar. Bir MR sinyalindeki tek bir veri noktası, görüntünün tamamına belirli bir nitelik katar. Tersine, görüntüdeki tek bir piksel toplanan tüm MR sinyallerinden katkılara sahip olabilir.

- Her pikselin görüntü boşluğunda benzersiz bir yeri işgal etmesi gibi, bir MR sinyal ekosunun her noktası, "***k-boşluğu***" olarak bilinen ilgili yerde belirli bir konuma aittir ⁷. Görüntü boşluğu ile *k-boşluğu* arasında ters bir ilişki vardır (***Figür 12***).

Görüntünün koordinatları uzamsal konumu (*x* ve *y*) temsil ederken, *k-boşluğu*nun koordinatları ***1/x*** ve ***1/y***'yi temsil eder, bazen uzamsal frekanslar, *k_x* ve *k_y* olarak adlandırılır.

- *k-boşluğu*ndaki her noktanın değeri, karşılık gelen görüntü içinde belirli bir uzaysal frekansın ne kadarının kapsandığını temsil eder. Bir uzaysal frekansın resmedilmesi zordur. Tek bir uzaysal frekanstan oluşan bir görüntü, "parlak ve karanlık tepeler ve çukurlar" ile görüntü boyunca yayılan bir dalgaya benziyor (***Figür 13***).

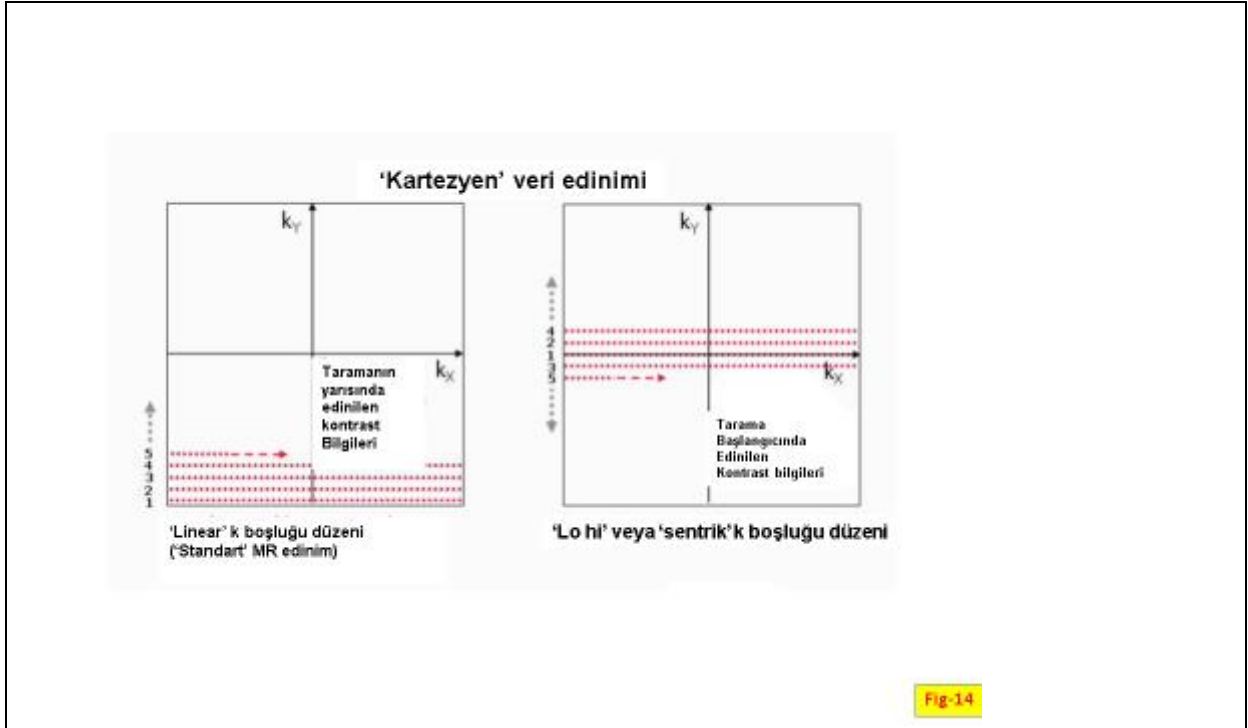


Figür 13. k-boşluğu ve uzaysal frekanslar. *k* boşluğundaki tek bir nokta, görüntü uzayında bir dalga olarak temsil edilebilecek bir uzaysal frekansı tanımlar. *k*-boşluğunun merkezine yakın bir nokta, geniş "tepleri ve çukurları" olan bir dalga ile temsil edilir. Düşük bir uzaysal frekansa katkıda bulunur. Bu, görüntüdeki geniş tek biçimli sinyal bölgeleri için sinyal içeriğini ve dolayısıyla görüntü kontrastını sağlar. *k*-boşluğunun u kenarındaki bir nokta, yüksek bir uzaysal frekansa katkıda bulunur ve ince bir "diş peteği" ('toothcomb') dalgası ile temsil edilir. En yüksek uzamsal frekans içeriği, görüntünün uzamsal çözünürlük sınırını tanımlar.

Düşük bir uzaysal frekans (*k*- boşluğunun merkezine yakın bir noktadan kaynaklanan), birbirinden çok uzakta tepe ve çukurlara sahiptir ve bu nedenle çoğunlukla görüntünün sinyal içeriği ve kontrastına katkıda bulunur. Yüksek bir uzaysal frekans (*k*-boşluğunun uzayının kenarına yakın bir noktadan kaynaklanan), birbirine yakın tepe ve çukurlara sahiptir ve bu nedenle, görüntünün uzamsal

çözünürlüğünü etkin bir şekilde tanımlayarak ince ayrıntılar veya kenarlara katkıda bulunur. Görüntülenen öznenin tamamen sadık bir temsili olan bir görüntü yapmak için, tüm uzamsal frekans aralığının elde edilmesi önemlidir (görüntünün uzamsal çözünürlüğünü tanımlayan bir maksimuma kadar), yani. k-boşluğunun tamamının kapsanması önemlidir. Standart görüntüleme için bu, k-boşluğunu k_x yönü boyunca çizgi çizgi, eşit aralıklı sinyal verisi paralel çizgileriyle doldurarak yapılır. Bu, "Kartezyen edinim" olarak bilinir (**Figür 12**). Faz kodlama gradyanı, k_y yönünde doldurulan hattın konumunu belirler. Genellikle, faz kodlama gradyanının amplitüdü, k-boşluğundaki bir sonraki bitişik çizgi, k-boşluğunun bir kenarından başlayarak ve karşı kenarda biten her ardışık tekrarı ile doldurulacak şekilde adım adım artırılır. Bu, "lineer faz kodlama sırası" olarak bilinir (**Figür 14**).

- Farklı bir faz kodlama adım sırası seçmek, kontrast maddesi belirli bir damar segmentine ulaştığında görüntü verisi alınmasının hemen başlangıcında kontrast bilgisinin alınmasının önemli olduğu kontrastlı anjiyografi gibi bazı dinamik uygulamalarda özellikle önemlidir. Bu durumda, faz kodlama gradyanı sıfırdan artırılır, ancak alternatif bir işaretlerle, k boşluğunun merkezinden başlayarak ve 'merkezi' (centric) veya düşük-yüksek k-boşluk düzeni olarak bilinen k-boşluğunun kenarlarına dışa doğru ilerler (**Figür 14**).



Figür 14. k-boşluk düzeni. Standart Kartezyen MR veri edinimi, k-boşluğunun karşı kenarına ulaşılan kadar çizgi çizgi artarak k-boşluğunun bir kenarından başlayarak k-boşluğunu doldurur. Bu lineer k-boşluk düzeni olarak bilinir. 'Merkezi' ['Centric'] veya 'lo-hi' k-uzay düzeni, k-uzayının merkezinden başlar ve k-uzayının çizgilerini her iki kenara doğru değişen bir şekilde doldurur.

Vuru dizileri ve görüntü kontrastı

Görüntü kontrastı ve ağırlıklandırma

MR görüntülemenin diğer görüntüleme yöntemlerine göre en önemli avantajlarından biri, farklı yumuşak doku türleri arasında kontrast oluşturma yeteneğidir. Bunun nedeni, farklı yumuşak doku türlerinin farklı karakteristik T1 ve T2 relaksasyon sürelerine sahip olmasıdır. Belirli bir doku için MR sinyalinin relaksasyon özelliklerine bağlılığı, vuru dizisi parametrelerinin seçimi ile kontrol edilir.

- Spin eko vuru dizileri için eksitasyon sapma açısı (flip angle) 90° 'de sabitlenir ve TR, TE seçimi yalnızca bir dokunun T1 ve T2 relaksasyon sürelerinin sinyal üzerindeki etkisini kontrol eder.
- Gradyan eko vuru dizileri için TR, TE ve sapma açısı, bir dokunun T1 ve T2* relaksasyon sürelerinin sinyal üzerindeki etkisini kontrol eder.

Spin eko kontrastı ve ağırlıklandırma

Spin ekosu vuru dizileri için 180° yeniden odaklama vurusunun eklenmesi, T2* relaksasyon etkisini ortadan kaldırır ve sadece T2 relaksasyonu ile etkilenen spin ekosu amplitüdünü belirler.

TR ve TE, görüntü kontrastını ağırlıklandırmak için seçilir, böylece ya öncelikle T1 relaksasyon sürelerindeki farklılıklara (T1 ağırlıklı) ya da primer olarak T2 relaksasyon sürelerindeki farklılıklara (T2 ağırlıklı) bağlıdır. Eğer parametreler, görüntü kontrastının ne T1 ne de T2 farklılıklarından etkilenmeyecek şekilde seçilirse, doku sinyalinin öncelikle "proton yoğunluğu" olduğu söylenir. TR, T1 ağırlığını kontrol ederken TE, T2 ağırlığını kontrol eder.

T1 ağırlıklı spin eko

T1 ağırlıklı spin ekosu için parametre seçimi, kısa TR ve kısa TE'dir (**Şekil 15**).

- Kısa bir TR seçimi ile, uzun bir T1'e (örn. sıvılar) sahip moleküller, kısa bir T1'e (ör. yağ) sahip moleküllere göre daha geç relaksasyon gösterir.. Bu, bir sonraki rf vurusu uygulandığında transvers manyetizasyonun başlangıç değerini, M_{xy} 'yi belirler.
- T1 süresi uzun moleküller sonraki rf vurusundan önce daha küçük bir longitudinal manyetizasyona sahiptir, bu da rf vurusundan sonra daha küçük bir transvers manyetizasyona neden olur.
- Kısa TE, farklı T2 bozunma oranları (decay rate)'nın etkisini sınırlar. Bu nedenle ortaya çıkan kontrastın T1 ağırlıklı olduğu söylenir.
- T1 ağırlıklı spin eko görüntüleri tipik olarak parlak yağ sinyali ve sıvıdan gelen düşük sinyal ile karakterize edilir ve yağ, kas ve sıvı arasında yüksek kontrastın gerekli olduğu anatomik görüntüleme için faydalıdır.
- Kardiyak görüntüleme için vuru dizisi kardiyak siklus ile senkronize edilir ve bu nedenle TR hastanın kalp hızı tarafından belirlenir.
- T1 ağırlıklı görüntüleme için TR, bir RR aralığına ve TE, T2 ağırlığını en aza indirmek için kısa bir değere ayarlanır.

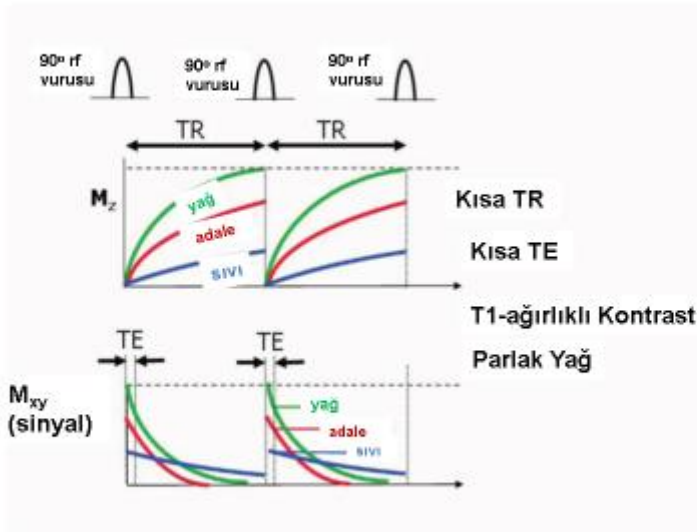


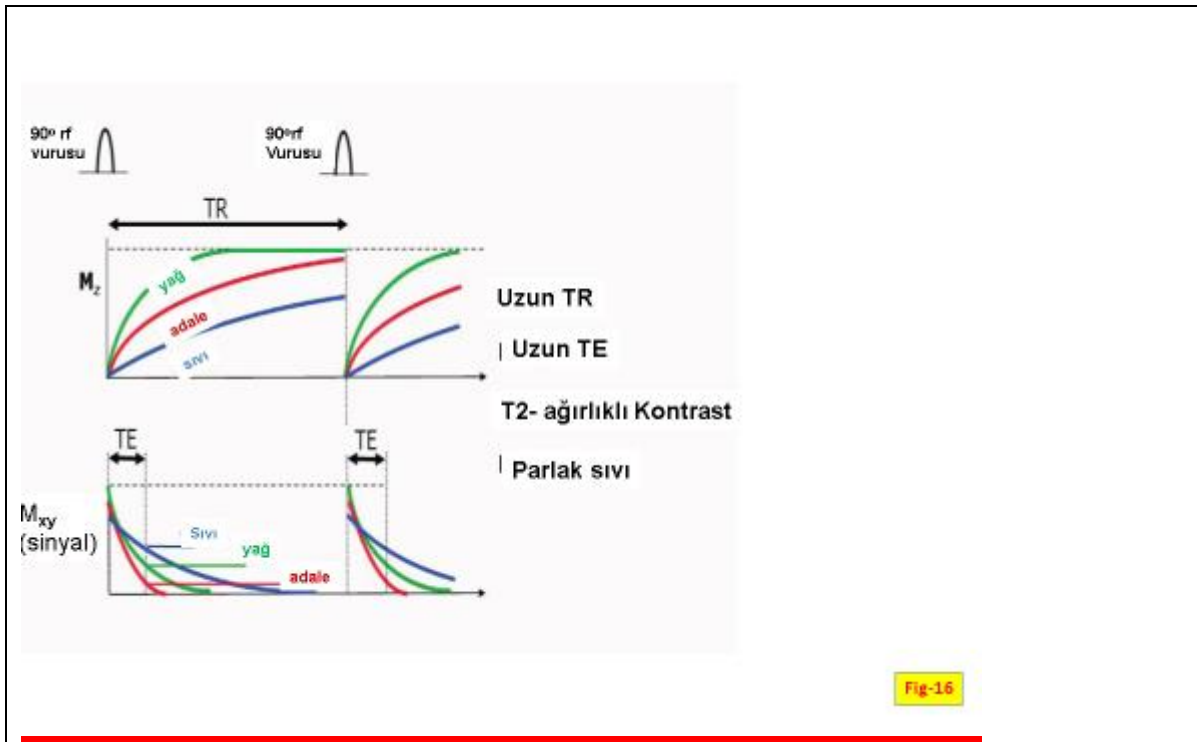
Fig-15

Figür 15. T1 ağırlıklı spin ekosu. İki tekrarlama periyodu boyunca ve üç farklı doku için T1 ağırlıklı spin eko vuru dizisi (180° vuru gösterilmemiştir) için T1 ve T2 relaksasyon eğrileri. Kısa TR, üç doku için z- manyetizasyonunun farklı miktarlarda geri kazanılmasına yol açarak T1 bazlı kontrasta neden olur. Kısa TE, T2 relaksasyonundaki farklılıklardan kaynaklanan farklılıkları en aza indirir. T1 ağırlıklı görüntüler, statik sıvıdan gelen parlak yağ ve düşük sinyal yoğunluğu ile karakterize edilir.

T2-ağırlıklı spin eko

T2 ağırlıklı spin ekosu için parametre seçimi şudur: Uzun TR ve uzun TE (**Sekil 16**). Uzun bir TR seçimi, z-manyetizasyonunun çoğu doku için denge değerlerine yakın bir şekilde iyileşmesini sağlar, bu nedenle T1 relaksasyon süresindeki farklılıkların etkisini azaltır. Ancak daha uzun eko süresi, manyetizasyonun xy bileşeninin daha fazla bozulmasını sağlar.

- Kısa T2'li bir doku (örn. kaslar) ve uzun T2'li bir doku (örn. sıvılar) arasındaki farklı bozulma hızı, sinyalde T2 ağırlıklı olduğu söylenen bir farklılığa yol açar. Kısa T2, sinyal yoğunluğunun azalmasına yol açarken, uzun T2, sinyal yoğunluğunun artmasına neden olur.
- Bu görüntüler parlak sıvı ile karakterize edilir ve sıvı birikintilerinin tasviri ve kardiyak kitlelerin ve ödemin karakterizasyonu için kullanışlıdır.
- Kardiyak senkronizasyonlu T2 ağırlıklı görüntüleme için, uzun bir TR sağlamak ve T1 ağırlığını en aza indirmek için TR, kalp hızına bağlı olarak iki veya üç RR aralığına ayarlanır.



Figür 16. T2 ağırlıklı spin ekosu. Üç farklı doku için T2 ağırlıklı spin eko vuru dizisi (180° vuru gösterilmemiştir) için T1 ve T2 relaksasyon eğrileri. Uzun TR, T1 relaksasyonundaki farklılıklardan kaynaklanan farklılıkları en aza indirir. Uzun TE, üç doku için xy manyetizasyonunun farklı miktarlarda bozulmasına yol açarak T2 bazlı

kontrasta yol açar. T2 ağırlıklı görüntüler, parlak sıvı ve adaleden gelen düşük sinyal yoğunluğu ile karakterize edilir.

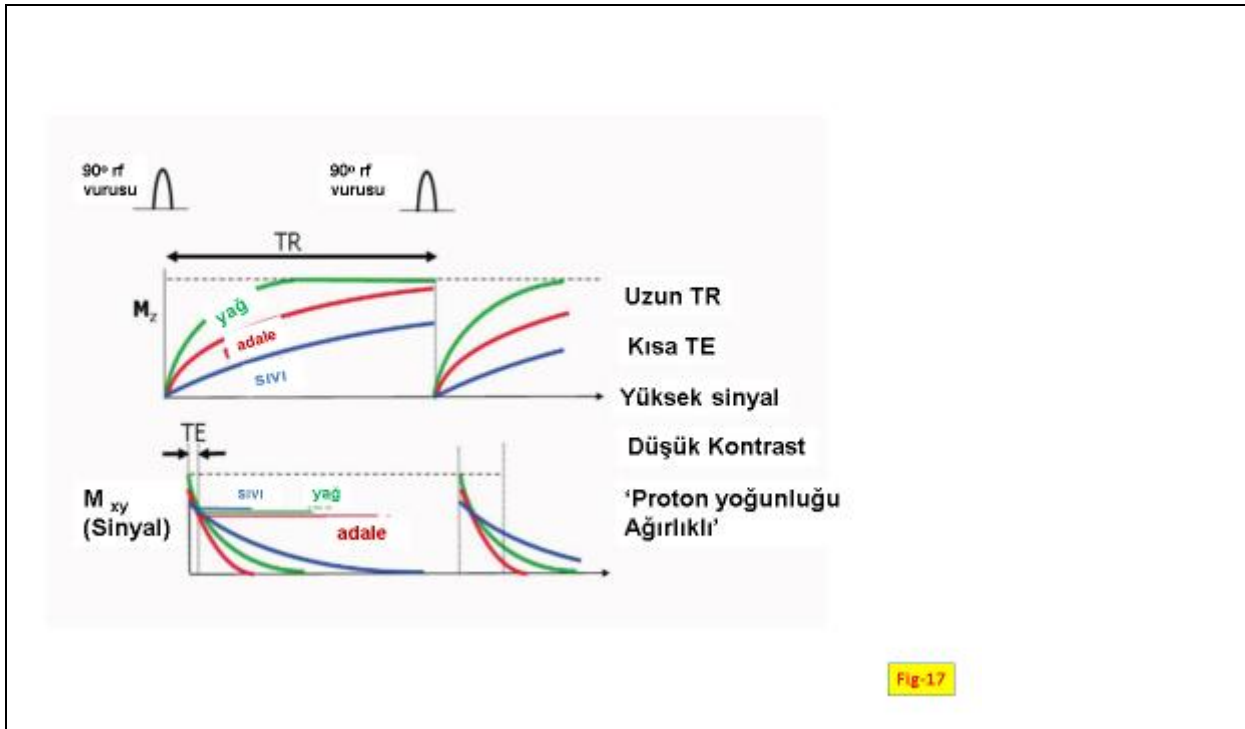
Proton yoğunluğu-spin eko

Proton yoğunluğu spin eko için parametre seçimi kısa TR ve kısa TE'dir (**Figür 17**).

Uzun TR seçimi, çoğu dokudaki z-manyetizasyonunun iyileşmesini sağlar; bu nedenle, T1 relaksasyon süresindeki ve 90° eksitasyon vurusundaki farklılıkların etkisini azaltarak, tüm dokular için benzer miktarda sinyali xy düzlemine aktarır.

- Kısa bir TE seçimi, ölçüm sırasında herhangi bir doku için T2 bozulma miktarını sınırlar. Bu, aralarında çok az fark olan tüm dokulardan yüksek bir sinyal ile sonuçlanır. Böylece sinyal amplitüdü, T1 relaksasyon özelliklerinden veya T2 relaksasyon özelliklerinden özellikle etkilenmez.
- Sinyal amplitüdünün primer belirleyicisi bu nedenle dokunun denge manyetizasyonudur ve görüntü kontrastının "proton yoğunluğu-" olduğu söylenir.

- Bu tür ağırlıklandırma, yumuşak doku kontrastı sağlamaya gerek kalmadan anatomik yapının tasvirinin gerekli olduğu durumlarda kullanışlıdır.



Figür 17. 'Proton yoğunluğu' spin eko. Üç farklı doku için "proton yoğunluğu" ağırlıklı spin eko vuru dizisi (180° vuru gösterilmemiştir) için T1 ve T2 relaksasyon eğrileri. Uzun TR, T1 relaksasyonundaki farklılıklardan kaynaklanan farklılıkları en aza indirirken, kısa TE, T2 relaksasyonundaki farklılıklardan kaynaklanan farklılıkları en aza indirerek T2 tabanlı kontrasta yol açar. Proton yoğunluğu ağırlıklı görüntüler, çoğu dokudan gelen yüksek sinyal yoğunluğu ve düşük doku kontrastı ile karakterize edilir.

Spin eko vuru dizilerinin siyah kan kontrastı

Spin eko vuru dizisi, görüntü diliminden akan hızlı hareket eden kanı görüntülerken intrinsek siyah kan kontrastına sahip görüntüler üretir⁸. Bunun nedeni spin eko sinyalini oluşturmak için 90° ve 180° vurular olmak üzere iki vuru kullanmasındandır. Bu vuruların her ikisi de dilim seçicidir ancak eko süresinin yarısına eşit bir süre ile ayrılırlar (**Figür 18**).

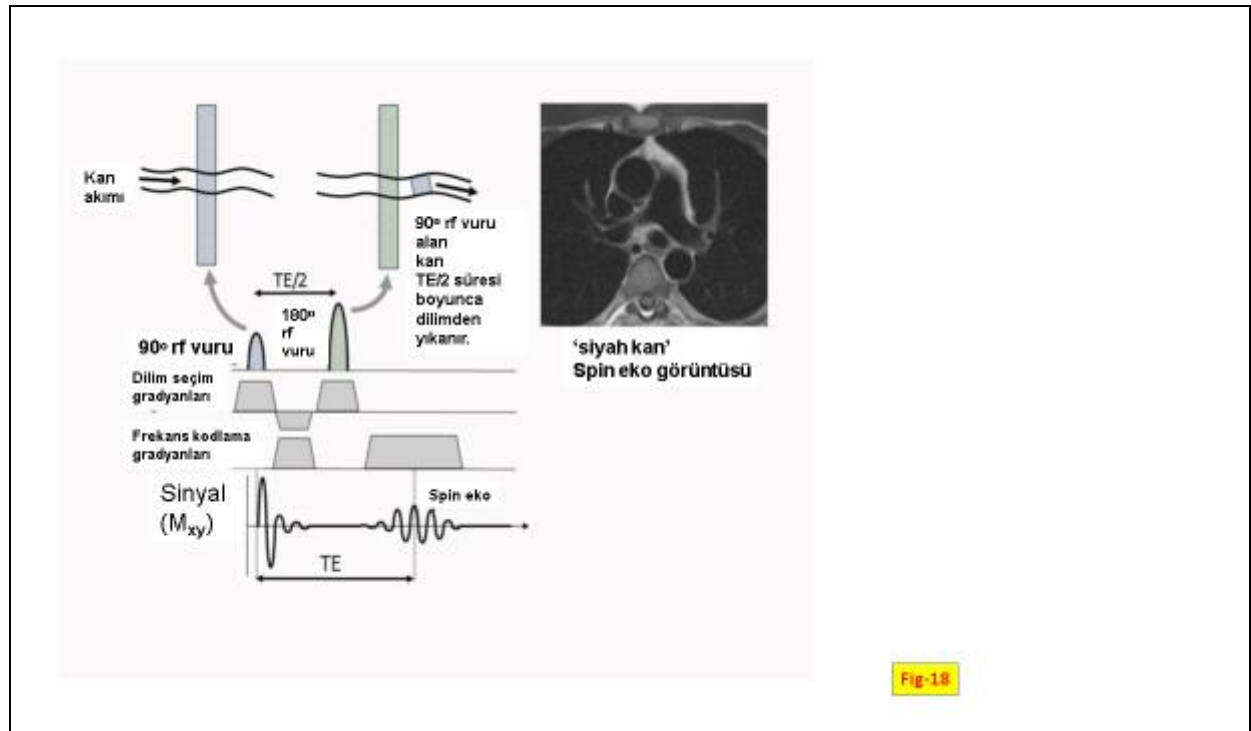
- İki vuru arasında dilimden dışarı doğru hareket eden dilimden akan kanın transvers manyetizasyonu, 180° vuru ile yeniden odaklanmaz ve bir spin ekosunun oluşumuna katkıda bulunmaz. Akış, 90° vuruyu alan tüm kanın dilimden çıkması için yeterince hızlıysa, bu bir sinyal boşluğu ile sonuçlanır.

Proton dönüşlerinin 'yıkınmasını' tanımlayan, aksi takdirde yeniden odaklanacak ve spin eko sinyaline katkıda bulunacak olan görüntü dilimini oluşturan bu etki aynı zamanda "spin **yıkama etkisi**" olarak da bilinir.

Dilim boyunca önemli miktarda kan akışı olduğunda, bu "kara kan" görünümü, kan havuzu ile kalp ve kan damarı duvarları arasında yüksek intrinsek kontrast sağlar, bu, Kardiyak MR'ın ilk günlerinde, spin_eko'yu anatomik görüntüleme için tercih edilen vuru dizisi yaptı.-

- Bununla birlikte, kanın ya görüntü diliminin düzlemi içinde ya da **dışında içinde**-yavaşça hareket ettiği durumlarda, spin yıkama etkisi azalır. Bu, karanlık (koyu) kan kontrastı kaybına ve önemli gölgelenme artefaktlarına yol açabilen yüksek rezidüel kan sinyaline neden olur.

Bu nedenle, spin eko tabanlı yaklaşım, daha güvenilir siyah kan kontrastı sağlayan bir siyah kan manyetizasyon hazırlık şemasının eklenmesiyle⁹ yaygın klinik kullanım için modifiye edilmiştir (aşağıya bakınız).



Figür 18. Spin eko vuru dizilerinden siyah kan kontrastı. Spin eko vuru dizilerini kullanan siyah kan görünümü, 90° ve 180° vuruları arasındaki görüntü dilimi boyunca kanın hareketinden kaynaklanır. 90° vuru dilim içindeki tüm dokuda rezonansa neden olur, ancak bir spin eko sinyali yalnızca aynı doku ve kan aynı zamanda 180° yeniden odaklama vurusunu aldığıda üretilir. 90° ve 180° vurular arasındaki süre boyunca dilimden dışarı çıkan kan, bir spin ekosunu üretmez, bu da siyah kan spin eko görüntüsü örneğinin ana damarlarında görüldüğü gibi bir sinyalsizliğe neden olur.

Gradyan eko kontrastı ve ağırlıklandırma

Her biri oldukça farklı kontrast davranışına sahip bir dizi gradyan eko vuru dizisi vardır¹⁰. Kardiyak sine görüntüleme için kullanılan iki ana gradyan eko vuru dizisi türü, genel adlara sahiptir, bozuk gradyan eko (spoiled gradient echo) ve bSSFP (balanced steady state free precession).

MR üreticilerinin de bu darbe dizileri için kendi adları vardır ve bunlar ayrıca aşağıdaki bölümlerde verilmiştir:

Bozuk (spoiled) gradyan eko

- Siemens: FLASH Fast Low Angle Shot[Hızlı Düşük Açılı Çekim])
- Philips: T1 FFE (T1-weighted Fast Field Echo [T1 ağırlıklı Hızlı Alan Eko])
- GE: SPGR Spoiled GRASS (Gradient Recalled Acquisition in the Steady State [Kararlı Durumda Gradient Geri Çağırılan Edinme]).

Kardiyak görüntülemede gradyan eko vuru dizileri tipik olarak daha karmaşık bir kontrast davranışına yol açan çok kısa TR değerleri (<10 milisaniye) kullanır.

Kullanılan TR değerleri, kan ve miyokardın T2 relaksasyon sürelerinden çok daha kısadır.

Bu, her bir rf vurusu tarafından oluşturulan transvers manyetizasyonun, örneklendikten sonra yok edilmedikçe, bir sonraki rf vurusu uygulandığında hala var olacağı anlamına gelir. Bu, izleyen TR sırasında sinyale potansiyel olarak katkıda bulunabilir veya sinyale müdahale edebilir.

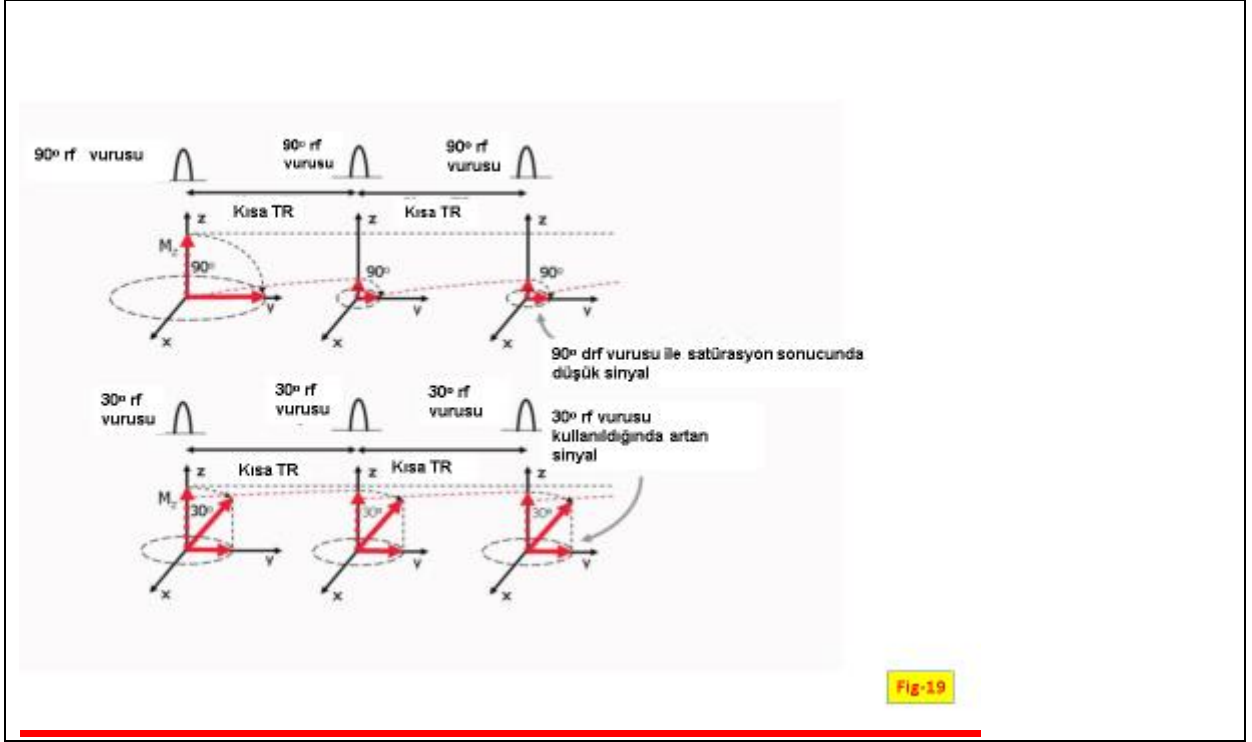
Bozulmuş gradyan ekoda, bu sinyal ya her TR periyodunun sonunda bir spoiler gradyanı kullanılarak ya da rf bozulması¹¹ olarak bilinen bir teknik kullanılarak, sonraki TR periyotlarına katkısı baskılanacak şekilde fazsızlaştırılır [faz kaybı] (veya bozulmuş).

Bozulmuş gradyan vuru eko dizileri, spin eko için açıklanana benzer bir kontrast davranışı izler, ancak bazı önemli farklılıklar vardır.

- Gradyan eko vuru dizileri için, 180° yeniden odaklama vurusunun yokluğu, TE'deki gradyan ekosunun amplitüdünü belirler, T2* relaksasyonundan etkilenir.. Ayrıca, görüntü kontrastını kontrol etmek için TR ve TE'nin yanı sıra eksitasyon vurusu için değişken bir çevirme açısı kullanılır. Bu üç parametre, görüntü kontrastını ağırlıklandırmak için seçilebilir, böylece ya primer olarak T1 relaksasyon sürelerindeki farklılıklara (T1 ağırlıklı) ya da primer olarak T2* relaksasyon sürelerindeki farklılıklara (T2* ağırlıklı) bağlıdır.
- Düşük çevirme açısının kullanılması, TR'nin spin eko teknikleri için mümkün olandan çok daha düşük değerlere düşürülmesine izin verdiği için, bozuk gradyan eko teknikleri ^{12,13} için önemlidir (Figür 19).

Düşük çevirme açısı α normalde 90°'den az (tipik olarak 30° veya daha az) olacak şekilde seçilir.

Bu, başlangıçta daha küçük bir transvers manyetizasyonla (ve dolayısıyla sinyalle) sonuçlanırken, z-manyetizasyonunun yalnızca bir kısmı xy düzlemine aktarıldığından, z eksenini boyunca kalan manyetizasyon, tekrarlama süresinin (TR [repetition time]) kısalmasını sağlayarak , denge değerlerine daha erken döner. Bu durumda, aynı çok kısa TR ile kombinasyon halinde 90°'lik bir vuru dizisi tarafından oluşturulanla kıyasla, müteakip düşük çevirme açılı vuruların ardından çok daha büyük bir enine manyetizasyon elde edilir. Bu, "düşük çevirme açılı görüntüleme" olarak bilinir ve hızlı görüntüleme için bozuk gradyan eko vuru dizilerinin kullanıldığı ana temeli oluşturur.



Figür 19. Gradyan eko vuru dizileri ile düşük çevirme açılarının kullanımı. Gradyan eko dizileri, çok fazla sinyal kaybetmeden çok daha kısa TR değerlerinin kullanılmasına izin veren eksitasyon vurusu için değişken (düşük) bir çevirme açısı kullanabilir. 90° rf vurusu kullanıldığında (üst sıra), kısa TR, rf vuruları arasında çok az geri kazanıma (iyileşmeye) izin verir. Z-manyetizasyon hızla azalır, bu da xy düzlemine aktarıldığında düşük sinyal amplitüdü ile sonuçlanır. Düşük çevirme açısının kullanılması (bu durumda, 30°, alt sıra), z manyetizasyonunun denge değerine çok daha yakın kalmasını sağlar. Bu, xy düzlemine aktarıldığında, çok daha büyük bir sinyalle sonuçlanır.

T1- ağırlıklı bozuk gradyan eko

Bozulmuş gradyan ekosu için, T1 kontrastı hem TR hem de çevirme açısı tarafından kontrol edilir.

- Kardiyak sine görüntülemenin kullanılması için çok kısa TR gerekir ve hem kısa TR (<10 ms) hem de TE (<5ms) ile sonuçta ortaya çıkan bozuk gradyan eko dizisi, yaklaşık 30°'lik bir çevirme açısıyla birleştiğinde, esasen T1 ağırlıklı bir vuru dizisi gibi davranır. Çok kısa bir TR kullanıldığında dilimde kalan miyokard dokusu veya kan satüre hale gelir; dolayısıyla bu dizi ile kontrast oluşturmak kan akışına dayanır.

T2* ağırlıklı bozuk gradyan ekosu

Bozulmuş gradyan eko vuru dizileriyle T2* ağırlıklandırması, TR ve TE'nin rölatif uzun değerlere yükseltilmesiyle elde edilir.

Dokular için T2* değerleri T2 değerlerinden daha kısa olduğu için, gradyan eko ile T2* ağırlığını elde etmek için seçilen eko süreleri de spin eko dizileriyle T2 ağırlığını elde etmek için gereken eko sürelerinden çok daha kısadır.

- T2* ağırlıklı gradyan eko için, görüntü kontrastı manyetik duyarlılık etkilerinin varlığından güçlü bir şekilde etkilenir ve örneğin kanama veya dokuda demir yüklemesi olduğunda demirin varlığını tespit etmek için kullanılabilir¹⁴.

Dengeli sabit durum serbest devinim (bSSFP [Balanced steady state free precession])

- GE: FIESTA (*Fast Imaging Employing Steady sTate Acquisition* [Sabit Durum Kullanan Hızlı Görüntüleme Kazanma])
- Philips: bFFE (*balanced Fast Field Echo* [dengeli Hızlı Alan Eko])
- Siemens: True FISP (*True Fast Imaging with Steady Precession* [Sabit Devinimli Gerçek Hızlı Görüntüleme]).

Dengeli SSFP gradyan eko dizileri, transvers manyetizasyonun bozulmamasını, ancak bir sonraki rf vurusu uygulandığında her TR dönemi sonunda faza geri getirilmesini sağlamak için tasarlanmıştır. Bu daha sonra bir sonraki tekrara taşınır ve , bu rf vurusu tarafından oluşturulan transvers manyetizasyona bindirilir. Bir dizi tekrardan sonra bu, iki veya üç ardışık tekrarlama periyodundan gelen transvers manyetizasyonun çok daha büyük bir sinyal vermek üzere birleştiği bir sabit durum koşuluna yol açar^{15,16}.

- bSSFP dizilerinin kontrast davranışı, bozulmuş gradyan eko dizilerinininkinden çok farklıdır. SSFP kontrastı, dokunun T2/T1 oranıyla ilişkilidir ve özellikle sıvı ve yağ diğer dokulardan daha parlak görünür.

Birkaç TR'den kaynaklanan transvers manyetizasyon birleştirildiğinden, bSSFP için MR sinyal amplitüdü, bozuk gradyan ekosuna kıyasla çok daha büyüktür.

Artan sinyal, daha yüksek alıcı bant genişliklerinin kullanılmasına izin verir, bu da bozuk gradyan eko vuru dizilerine kıyasla daha kısa bir TE ve TR ile sonuçlanır ve dolayısı ile görüntüleme etkinliği düzelir.

Bununla birlikte, manyetik alan düzgün değilse, farklı TR'lerden gelen transvers manyetizasyon, manyetik alan homojen olmayan alanlarda bir araya getirilmek yerine yıkıcı bir şekilde iptal edilebilir, bu da SSFP tekniğini görüntü boyunca koyu bant artefaktlarına eğilimli hale getirir¹⁶. Bu nedenle, bant artefaktları içermeyen görüntüler elde etmek için, manyetik alanın ilgilenilen bölge üzerinde mümkün olduğu kadar üniform olmasını sağlamak çok önemlidir.

Bu, hastanın neden olduğu alan homojensizliklerini düzeltmek için manyetik alan gradyanlarını kullanan, "dinamik şimleme" (*'dynamic shimming'*[parıldayan]) adı verilen hastaya özel bir süreçle gerçekleştirilir. TR'yi mümkün olduğunca kısa tutmak, bSSFP görüntülemeye gözlemlenen bantlanma artefaktlarını en aza indirmeye de yardımcı olur.

Gradyan eko vuru dizilerinin parlak kan kontrastı

Spin eko dizisinin aksine, gradyan eko dizisi, sinyali oluşturmak için yalnızca bir rf vurusu kullanır ve bu nedenle, spin "yıkama etkisi" (*'washout effect'*) uygulanmaz ve akan kandan gelen sinyal genellikle görünür olur. Gerçekten de, sinyalde bir azalmadan muzdarip olmak yerine, akan kan, çevre dokularla karşılaştırıldığında genellikle belirgin şekilde artan bir sinyalle ortaya çıkar¹⁷.

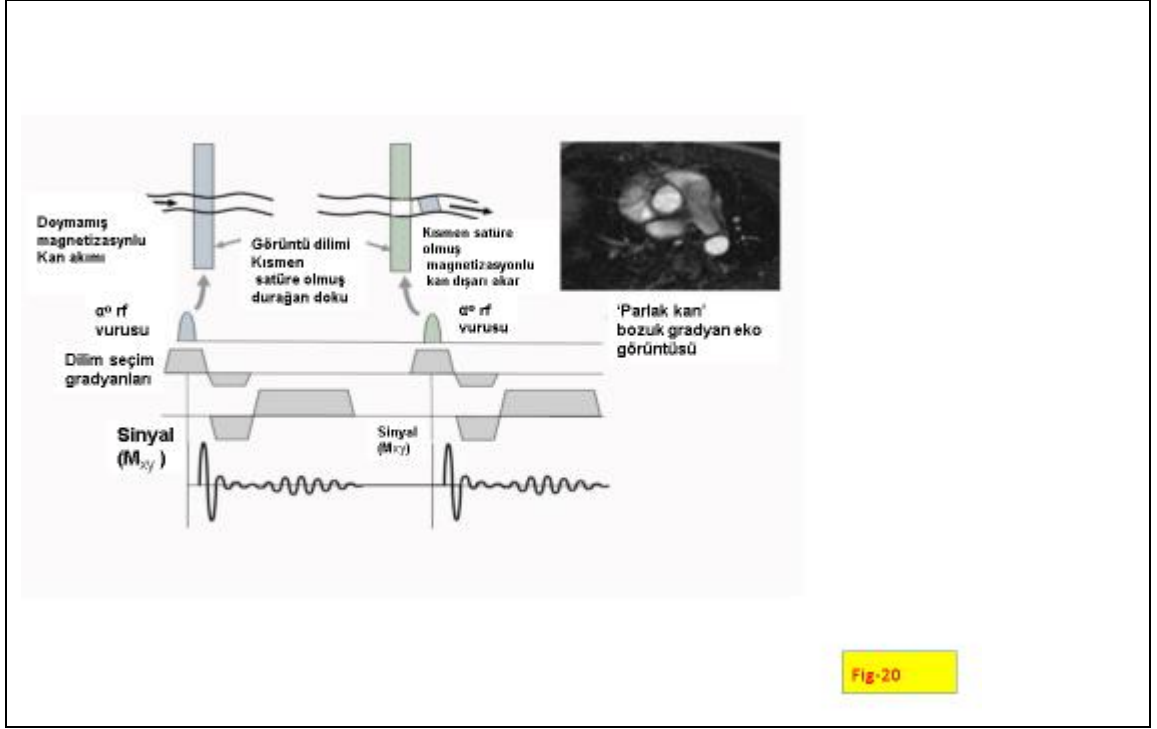
- Gradyan eko vuru dizisi bu nedenle genellikle "**parlak kan görüntüleme tekniği**" olarak adlandırılır.

Hızlı görüntüleme amacıyla kullanılan çok kısa TR ($TR < 10$ ms), rf vuruları aynı dokuya hızla uygulandığından, vurular arasındaki z-mıknatıslaşmasının geri kazanılması için çok az zaman olduğundan (*Figür 20*), bu görüntü diliminde kalan dokunun manyetizasyonunun kısmen satüre hale geldiği anlamına gelir. Bu, dilim içinde kalan sabit doku veya kandan gelen sinyali azaltma etkisine sahiptir. Halbuki dilimin içine doğru hareket eden kan akımı, daha önce herhangi bir vuru almadığından spin popülasyonu tamamen manyetize edilir.

- Hareket eden kan bu nedenle çevreleyen dokudan çok daha yüksek bir sinyal oluşturabilir, dolayısı ile kan sinyali artmış veya parlak görünür. Bu etki, içeri akım artışı olarak bilinir ve özellikle, kan sinyalinin satürasyonunun daha büyük bir rol oynadığı bozulmuş gradyan eko vuru dizileri için önemlidir.

- Bu etki, içeri akış artışı olarak bilinir ve özellikle, kan sinyalinin sönümlüğünün (doğunluğunun) daha büyük bir rol oynadığı bozulmuş gradyan eko vuru dizileri için önemlidir.
- Dilim boyunca önemli kan akımı olduğunda, parlak kan sinyali, kan havuzu ile kalp ve kan damarı duvarları arasında iyi bir intrinsek (içsel) kontrast sağlar.
- Bozulmuş gradyan eko tekniklerindeki akım artışı etkisi, aynı zamanda zaman aşımı MR anjiyografisinin (TOF MRA [time-offlight MR angiography]) temeli olarak da kullanılır.
- Kanın dilimden yavaşça aktığı veya görüntü diliminin düzlemi içindeki bir yönde aktığı durumlarda, içeri akış geliştirme azalır ve parlak kan kontrastı azalır.

Parlak kan sinyali, esas olarak miyokard ve damar duvarlarına kıyasla kan için daha yüksek T2/T1 oranına dayanan intrinsek kontrast nedeniyle ortaya çıktığından, içeri akım artışı bSSFP vuru dizilerinde daha az rol oynar.



Figür 20. Gradyan eko vurusundan eko parlak kan kontrastı. Gradyan eko vuru dizileri, hızlı görüntüleme sağlamak için genellikle çok kısa tekrar süreleri kullanır. Bu, vurular arasında doku manyetizasyonunun sınırlı bir şekilde geri kazanılmasına neden olur. Dilim içinde kalan doku bu nedenle azaltılmış bir sinyale sahiptir. Görüntü diliminden akan kan, sürekli olarak, eksitasyon vurusu uygulandığında çok daha yüksek bir sinyal üretebilen ve parlak bir kan görünümüyle sonuçlanan tamamen manyetize edilmiş kanla değiştirilir. Akımla ilgili artış, parlak kanla bozulmuş gradyan eko görüntüsü örneğinde asendan ve desendan aortta açıkça görülebilir. Kan görüntü diliminden akmadığı ve dolayısıyla kısmen doymuş (satüre olmuş) olduğu için ana pulmoner arter ve atriyumda akışla ilgili daha az artış olduğuna dikkat edin.

Gradyan eko'ya karşı Spin eko

Spin eko vuru dizisi tarafından kullanılan 90° eksitasyon vurusu, mevcut tüm z manyetizasyonunu transvers düzleme aktarır. Bu, 180° yeniden odaklama vurusu ile birleştiğinde, manyetizasyonun tekrarlar arasında yeterince düzelmesini sağlaması şartıyla mümkün olan en büyük sinyali verir.

- Bu iki özellik, primer hedef yüksek sinyal-gürültü oranına sahip görüntüler elde etmek olduğunda, spin eko tekniğini ideal hale getirir ve manyetik alan homojensizliklerinin neden olduğu artefaktlara karşı hassasiyeti azaltır.

- Hızlı gradyan eko vuru dizileri, görüntüleme hızının görüntü kalitesinden daha önemli olduğu durumlarda kullanılır. Gradyan eko dizisinde 180° yeniden odaklama vurusunun olmaması manyetik duyarlılık etkilerinin varlığında ve su ve yağ bazlı dokular arasındaki sınırlarda sinyal kaybına yol açar.
- Akan kan da iki dizi arasında farklı görünür; spin- eko intrensek bir siyah kan görünümü verir ve gradyan- eko vuru dizileri intrensek bir parlak kan görünümü verir.

Gradyan eko ve spin tabanlı teknikler arasındaki temel farklar [Tablo 1'de](#) özetlenmiştir.

Tablo 1. Gradyan ekosu ve spindönüş eko dizileri arasındaki temel farkların özeti

	spin eko	Gradyan eko (Bozulmuş)	Gradyan eko (bSSFB)
Çevirme açısı (eksitasyon vurusu)	90°	değişken 5°-40°	değişken 50°-70°
180° yeniden odaklama vurusu	Evet	Hayır	Hayır
Kontrast ağırlıklandırma	T1, T2, "proton yoğunluğu"	T1, T2*	T2/T1 ratio
Kısa Tekrar süresi (T1-ağırlıklandırma)	400-800 ms	3-400 ms (çevirme açısına bağlıdır)	3-5 ms
Kısa eko süresi (T2 veya T2* ağırlığını en aza indirir)	6-25 ms	1-3 ms	1-3 ms
Uzun eko süresi (T2 veya T2* ağırlıklandırma için)	60-100 ms	7-15 ms	N/A
Uzun Tekrar süresi (T1 ağırlığını en aza indirir)	1500-2500 ms	100 ms - (çevirme açısına bağlıdır)	N/A
Pratik olarak kısa TR	200 ms	2-5 ms	2-5 ms
Voksel içi sinyal kaybı (duyarlılık, demir)	Hayır	Evet	Evet
Dilim içinden akan kandan gelen sinyal	Karanlık (spin yıkama)	Parlak (giriş artışı)	Parlak (intrensek T2/T1 kontrastı)
Kardiyak Uygulamalar	T1, T2 ve "proton yoğunluğu" ağırlıklı anatomik görüntüleme ve doku karakterizasyonu	Hızlı sine görüntüleme, Kontrast-artışlı MR anjiyografi, akım görüntüleme, demir yüklemesi için T2* ağırlıklı görüntüleme.	Hızlı sine görüntüleme

Kardiyovasküler Kardiyak MR

Kalp siklusu ile senkronizasyon

Kalbin hareketten etkilenmeyen bir görüntüsünü yakalamak için , sadece birkaç on milisaniyede elde edilecek bir görüntü gerektirir. Bu, hem faz kodlama adımlarının sayısını (ve dolayısıyla uzamsal çözünürlüğü) sınırlamak hem de TR'yi mümkün olduğunca kısa yapmak anlamına gelir. Bu görüntü kalitesinde önemli bir azalmanın kabul edilmesi pahasına yapılabilir.

Öte yandan, kabul edilebilir görüntü kalitesi elde etmek için görüntü alma süresi kalp hareketini dondurmak için çok uzun olur. Bu nedenle rutin KMR için MR sinyalleri, vuru dizisini ve dolayısıyla sinyal alımını kardiyak siklustaki belirli bir zaman noktasına senkronize ederek birden fazla kalp vurusu üzerinden elde edilir.

Hastanın göğsüne EKG pedleri ve elektrod telleri yerleştirilerek elde edilen EKG sinyali kullanılarak kardiyak senkronizasyon sağlanır ([Figür- 21](#)).

- EKG'nin 'R' dalgasını tespit etmek ve daha sonra da MR veri alımını senkronize etmek için kullanılan bir senkronizasyon vurusu oluşturmak için bir bilgisayar programı/yazılımı kullanılır¹⁸.

Bu, atan kalbin görüntülerinin ya tek bir zaman noktasında (hala görüntülenen) ya da kalp siklusu boyunca birden çok zaman noktasında (sine görüntüleme) elde edilmesini sağlar.

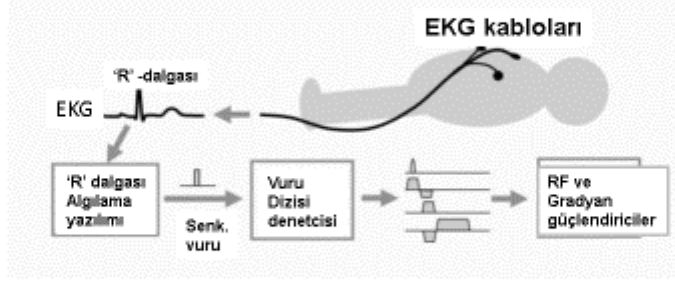


Fig-21

Tablo 21. Görüntüleme vuru dizilerinin EKG senkronizasyonu. Kardiyak senkronizasyon, MR- uyumlu EKG elektrodları ve kendi elektrotları kullanılarak hastadan bir EKG sinyali alınarak sağlanır. Daha sonra QRS komplek'i algılamak ve bir senkronizasyon vurusu oluşturmak için bir bilgisayar programı/yazılım algoritması kullanılır. Bu, rf vericisini ve gradyan bobinlerini çalıştırmak için güçlendirilen rf ve gradyan vuru dalga formları üretmek için vuru dizisi denetleyicisini başlatır. Bu daha sonra tekrarlanır ve her kalp siklusu,vuru dizisinin yeni bir tekrarını tetikler.

Solunum hareketi ile uğraşmak

Geleneksel spin eko ve gradyan eko görüntüleme teknikleri için, faz kodlama gradyanı, her kalp atımında tek bir k-boşluğu çizgisi elde ederek ve birkaç dakikalık görüntüleme süreleriyle sonuçlanan her bir ardışık kalp atımı ile artırılır.. Bu, bu teknikleri kullanan görüntülerin solunum hareketiyle bozulduğu anlamına gelir.

- Solunum hareketinden kaynaklanan görüntü bozulması üç olası yaklaşımdan biri kullanılarak azaltılabilir: (1) Solunum kompensasyon yöntemleri (solunum kapılama [respiratory gating]), (2) kardiyak senkronize hızlı görüntüleme teknikleri [cardiac synchronised fast imaging techniques] ile birleştirilen hastanın nefes tutması; veya (3) ultra- hızlı [ultra-fast/single shot] (tek çekim/atış) görüntüleme teknikleri (daha sonra açıklanacak olan gerçek zamanlı görüntüleme teknikleri olarak adlandırılır).
- Pratikte çoğu kardiyak görüntüleme, hızlı görüntüleme teknikleriyle birlikte hastanın nefesini tutmasıyla gerçekleştirilir ve bunlar aşağıdaki bölümde açıklanmıştır.

Hızlı görüntüleme teknikleri

Geleneksel görüntüleme teknikleri, kalp atımı başına yalnızca tek fazlı kodlama adımı (bir çizgi k-boşluğu) elde eder. Böylece bu nabız dizileri için TR (repetition time), hastanın kalp hızı tarafından tanımlanır ve R-R aralığına eşittir. Bu nedenle, geleneksel spin- eko (SE) ile anatomik bir görüntü veri seti, veya geleneksel gradyan- eko dizileri (bozuk gradyan eko veya bSSFP vuru dizileri) ile bir sine görüntü veri seti. elde etmek her zaman birkaç dakika sürer.

Daha kısa görüntü elde etme sürelerine ulaşmak için bu sınırlamanın üstesinden gelmek için hızlı görüntüleme teknikleri, her kalp atışında birden fazla k-boşluğu çizgisi elde eder¹⁹. Böylece, k-boşluğu daha hızlı doldurulur ve daha kısa görüntü elde etme sürelerine yol açar.

- Bu prensibi kullanan spin eko ve gradyan eko vuru dizileri, turbo veya hızlı vuru dizileri olarak bilinir.

Hareketsiz Görüntüleme (Siyah kan anatomik görüntüleme)

Hareketsiz görüntüleme için kullanılan EKG, senkronizasyon tekniği “**tetikleme**” [triggering] olarak bilinir.

- Senkronizasyon vurusu, her kalp siklusunda R dalgasından sonra belirli bir zaman noktasında vuru dizisini başlatmak için bir tetikleyici olarak kullanılır. Bu zaman noktası “**tetik gecikmesi**” olarak bilinir ve kalbin görüntüleneceği kardiyak siklustaki noktayı belirlemek için sistem operatörü tarafından seçilebilir.
- Bu hareketsiz görüntüleme yaklaşımı aşağıdakiler için kullanılabilir: Bu hareketsiz görüntüleme yaklaşımı, miyokardiyal canlılık değerlendirmesi veya koroner anjiyografik anatomik görüntüleme için kullanılabilir; ancak en rutin uygulama, anatomik görüntüleme için siyah kan görüntüleri elde etmek için hızlı veya turbo spin eko sekansı ile birlikte kullanılmasıdır.

- Turbo (or fast) spin echo
- Philips, Siemens TSE Turbo Spin Echo
- GE FSE Fast Spin Echo

Geleneksel spin ekosu (SE) vuru dizisi, bir eksitasyon vurusu ve ardından 180° yeniden odaklama vurusu kullanılarak tek bir spin eko sinyali oluşturur.

Turbo veya hızlı spin eko vuru dizisi^{20,21}, ilk 90° dvurudan sonra birden fazla 180° vuru uygulayarak çoklu ekolar üretir (*Figür 22*).

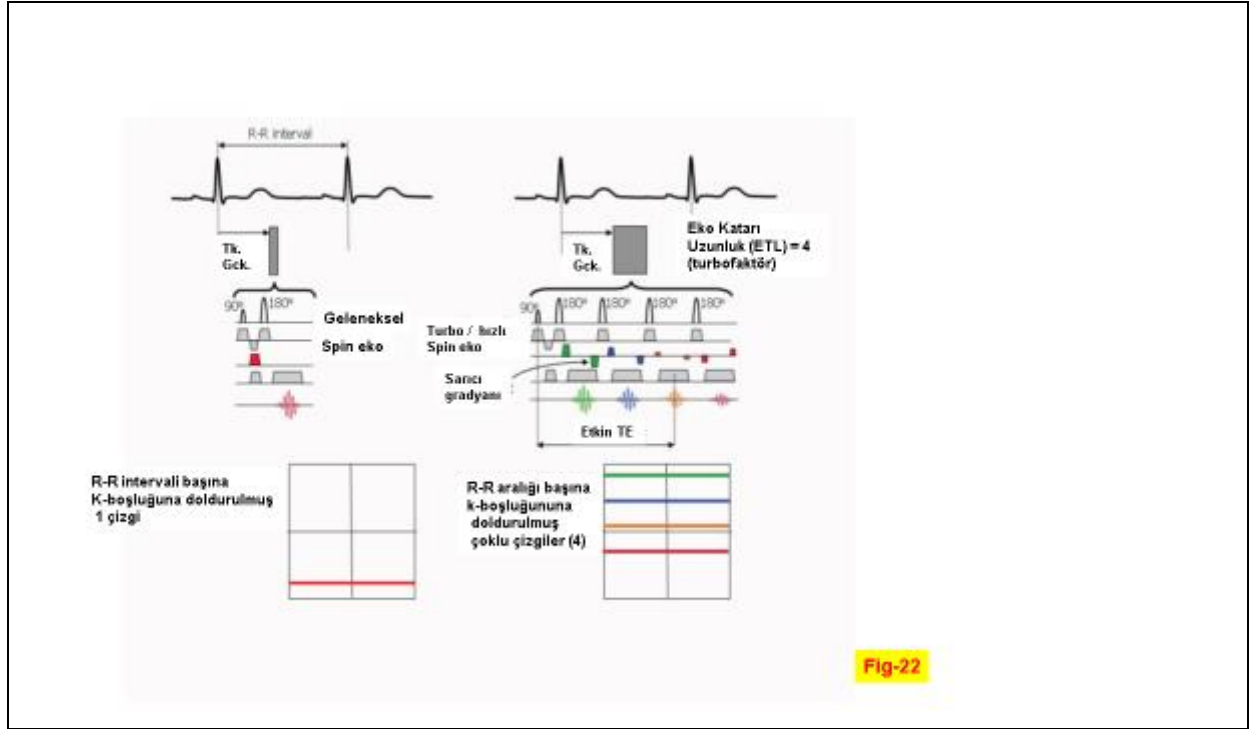
Manyetik alan homojensizliklerinin varlığı nedeniyle bir spin ekosunun fazsızlaştığı ([de-phasing] faz kaybı) her seferde, fazsızlaşma, 180°'lik bir vuru daha uygulanmasıyla tersine çevrilir ve buna karşılık gelen başka bir spin ekosu oluşturulur; her eko veri örneklemeden önce her ekoya farklı miktarda faz kodlaması uygulayarak yeni bir k-boşluğu çizgisini doldurmak için kullanılır.

- Her eksitasyon vurusu için elde edilen eko sayısı, **eko katarı uzunluğu** (ETL [echo train length]) veya “turbofaktör” olarak bilinir. Bu, vuru dizisinin hızlandırıldığı faktörü etkin bir şekilde tanımlar. Örneğin, 2'lik bir ETL seçilirse, her TR'de bir yerine dört satır k-boşluğu doldurulur.
- Görüntüleme süresini bir nefes tutma periyodu içine indirmek için tipik olarak **15 veya 16'lık eko dizisi** uzunlukları kullanılır.
- Eko katarındaki her ardışık ekonun farklı bir eko süresine sahip olduğuna ve T2 bozunmasına [T2 decay] göre eko süresi uzadıkça her bir ekonun amplitüdünün azaldığına dikkat edin.
- fektif yankı süresi, görüntü kontrastı üzerinde en büyük etkiye sahip olan yankı olduğundan, k-boşluğunun merkezine en yakın olarak elde edilen yankıninki ((en küçük faz kodlama gradyanıyla) olarak tanımlanır.

Geleneksel spin- eko görüntüleme ile karşılaştırıldığında, turbo veya hızlı spin- eko vuru dizileri kullanılarak elde edilen görüntüler, ara T2 değerine rağmen yağdan gelen yüksek sinyal yoğunluğu ile karakterize edilir⁶.

Sinyaldeki bu artış, uzun karbon zincirli hidrojen çekirdeği molekülleri arasında mevcut olan ve J-eşleşmesi olarak bilinen bir etkileşimi bozan, hızla tekrarlanan 180° rf vurularının uygulanmasına bağlanmaktadır. Bu etkileşim, T2-relaksasyon süresini ve dolayısıyla geleneksel spin- eko görüntülerinde sinyal yoğunluğunu azaltma etkisine sahiptir.

- Kardiyak görüntüleme için, turbo veya hızlı spin eko vuru dizileri, kalbin ve ana damarların anatomik görüntülerini elde etmek için çift inversiyonlu "siyah kan" manyetizasyon hazırlık şeması ile [black-blood' magnetisation preparation scheme] birlikte yaygın olarak kullanılır.



Figür 22. Turbo veya hızlı spin eko ile hızlandırılmış spin eko görüntüleme. Geleneksel spin eko vuru dizisi (solda), Her R-R intervali k-boşluğunu yalnızca bir çizgi doldurarak tek bir dönüş ekosu oluşturmak için 90° vuruyu takiben tek bir 180° vuru uygular. Turbo veya hızlı spin eko vuru dizisi (sağda), çoklu spin ekoları oluşturmak için 90° vuruyu takiben birden fazla 180° vuru uygular. Her bir ekoya farklı bir amplitüde sahip bir faz kodlama gradyanı uygulanarak her bir R-R intervalinde k-boşluğu birden çok çizgisi doldurulur. Bu diyagram, gradyanı kodlayan her faz, k-boşluğunun karşılık gelen hangi çizgisinin doldurulduğunu belirlemek için renk kodludur. Her ekoya uygulanan faz kodlaması, her bir eko örneklendikten sonra eşit ve zıt yeniden sarma (re-winder) gradyanları uygulanarak kaldırılır. Bu örnekte, dört spin ekosu oluşturmak için dört 180° vuru uygulanır (eko katarı uzunluğu veya turbo faktör = 4). Tk Gck.-Tetikleme gecikmesi

Siyah Kan Çift Inversion hazırlık vuruları

Siyah kan kontrastı üretmek için tek başına spin yıkama etkisine güvenmek, yetersiz kan akımı nedeniyle çoğu zaman tutarsız sonuçlara yol açar.

Siyah kan görüntülemenin etkinliğini arttırmak için, siyah kan manyetizasyon hazırlık şemasının spin eko vuru dizisi ile birlikte kullanılması yaygındır ^{9,22}.

- Hazırlık şeması aşağıdakilerin eklenmesinden oluşur; iki 180° rf inversiyon vurusu ardından spin eko vuru dizisinden önce bir gecikme (**Figür- 23**).
- İlk 180° vuru, rf vücut verici bobininin (body transmitter coil) aralığındaki tüm kan ve dokuların manyetizasyonunu tersine çevirir. İkinci 180° vuru, manyetizasyonu yalnızca görüntülenecek doku dilimi içinde yeniden tersine çevirir. Bu iki vurunun net etkisi, dilim içindeki manyetizasyon denge değerine yakın kalırken, dilimin dışındaki kan ve dokunun manyetizasyonunu tersine çevirmektir. Daha sonra eksitasyon vurusundan önce bir süre gecikme zamanı vardır (inversiyondan geçen süre, TI). Bu süre boyunca, ters çevrilmiş kan manyetizasyonu, T1 relaksasyonu nedeniyle

başlangıçtaki negatif değerinden pozitif denge değerine doğru düzelir. TI, kanın ters manyetizasyonunun sıfırdan geçmesi için geçen süreye eşit olarak hesaplanır. O zaman, turbo veya hızlı dönüşlü eko vuru dizisinin 90° eksitasyon vurusu uygulanır. Aynı TI periyodu sırasında, kan akışı, ters manyetizasyona sahip kanın, dengede kalan kanın yerini alarak görüntü dilimine hareket etmesine neden olur.

Tersine çevrilmiş kan manyetizasyonu sıfıra ulaştığında, spin eko vuru dizisi aynı anda uygulandığından, kandan hiçbir sinyal üretilmez. Burada kullanılan zaman gecikmesi (TI), geleneksel spin eko dönüş dizisinin intrinsek siyah kan kontrastına yol açan zaman periyodundan ($TE/2$) çok daha uzun olduğundan, çift inversiyon vurusu siyah kan hazırlama şeması, çok daha iyi sinyal supresyonu sağlar.

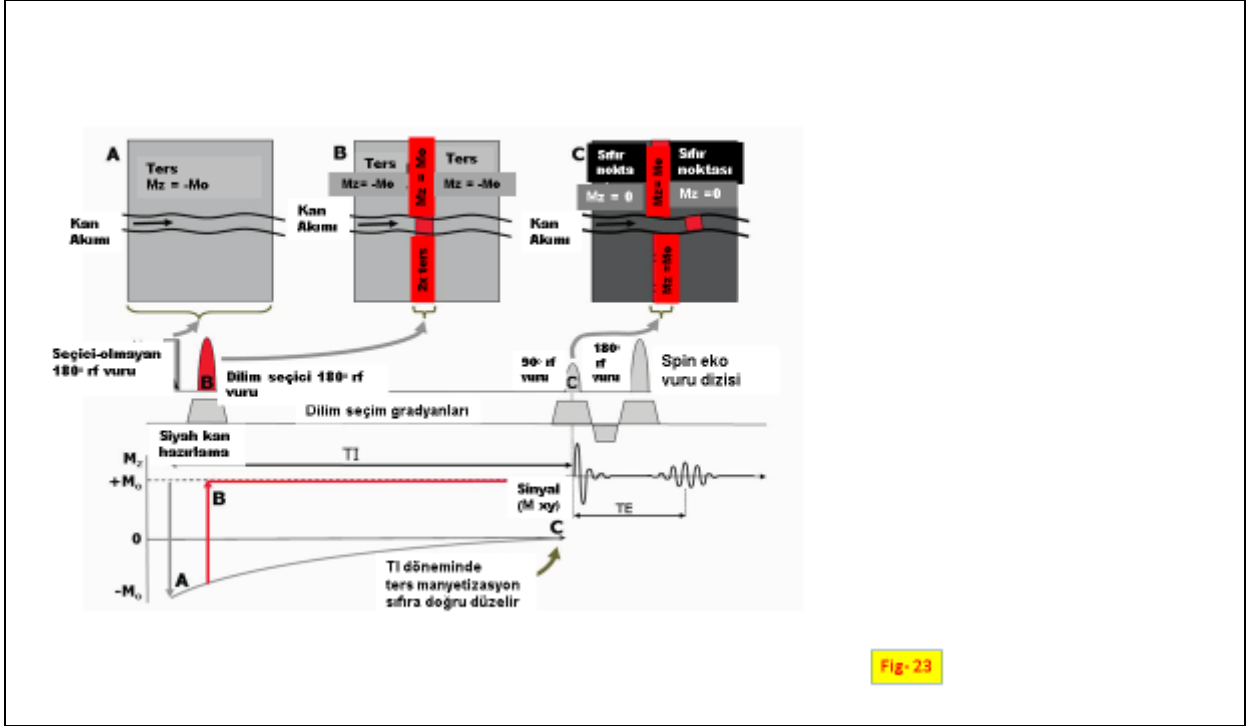


Fig-23

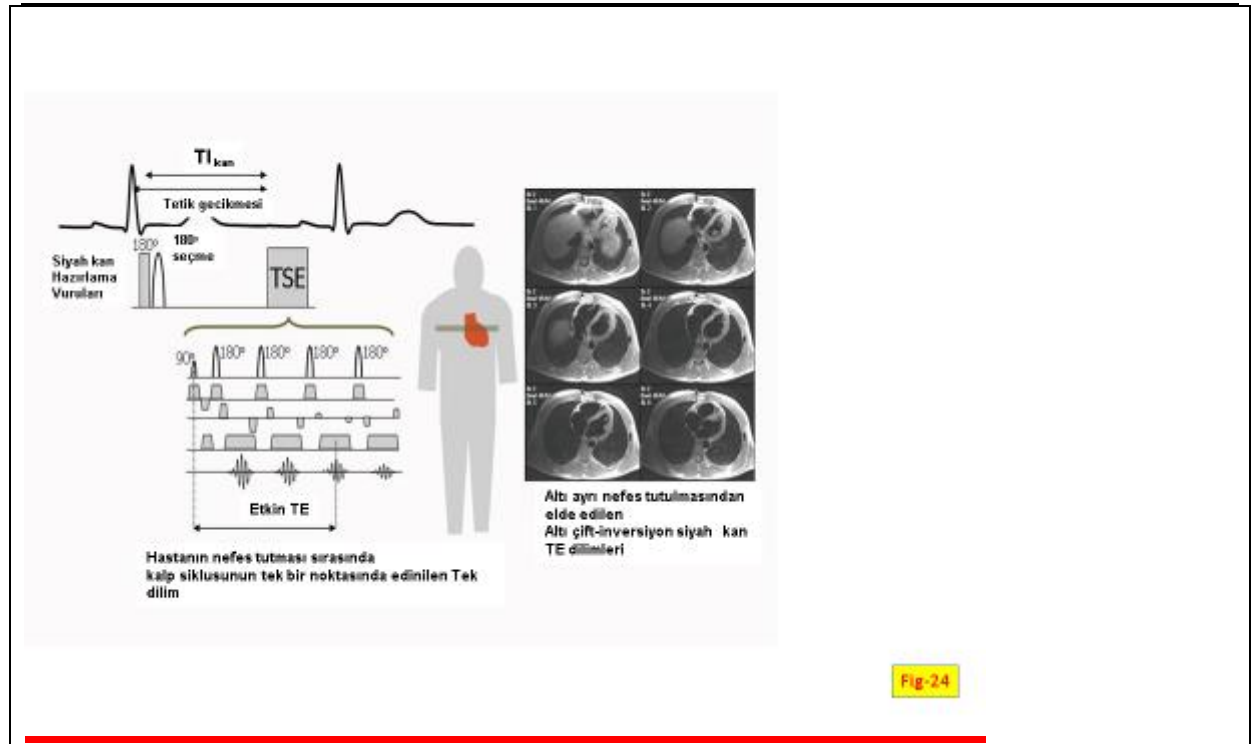
Figür 23. Çift inversiyon siyah- kan hazırlama şeması. Çift inversiyon siyah- kan hazırlama vuru şeması, kan sinyalinin bastırılmasını daha etkili hale getirmek için iki adet 180° inversion rf vurusu kullanır. İlk inversiyon vurusu A, dilim seçici değildir ve rf verici (transmitter) bobininin menzili içindeki tüm dokunun manyetizasyonunu tersine çevirir. İkinci inversiyon vurusu, B, amaçlanan görüntü dilimi içindeki dokunun manyetizasyonunu geri yükleyen (onaran) bir dilim seçici vurudur. A ve B darbelerinin net etkisi, amaçlanan görüntü diliminin (gri renkle gösterilmiştir) dışındaki tüm dokunun manyetizasyonunu tersine çevirmektir. Kan manyetizasyonunun sıfıra ulaşması için geçen süre olarak seçilen TI, bir eksitasyon vurusu, C, dilim içindeki doku ve kanın z-manyetizasyonuna bağlı olan bir sinyal üretmek için uygulanır. Aynı süre boyunca, dilim içindeki (kırmızı) ters çevrilmemiş kanın yerini, damar içinde bir sinyal boşluğuna neden olacak şekilde, dilimin dışından ters çevrilmiş (gri) kan almış olabilir.

Siyah kan FSE/TSE vurusu ile anatomik görüntüleme dizileri

Anatomik görüntüleme için en sık kullanılan vuru dizisi, siyah kan hazırlama şemasını turbo veya hızlı spin- eko vurusu dizisiyle (FSE/TSE ['Turbo or Fast spin echo pulse']) birleştirir (**Figür-24**). Siyah kan

hazırlama şeması, kalp ve damar duvarları ile kan havuzu arasında sürekli olarak yüksek kontrast sağlar.

- 15-20 arasında bir eko katarı uzunluğuna (turbofaktör) sahip turbo veya hızlı spin- eko vuru dizisinin kullanılması, görüntü alma süresini kısaltır, böylece tipik olarak nefes tutma periyoduna girer. Her nefes tutma periyodunda tipik olarak bir veya iki dilim alınır. Eko dizisi içindeki k-boşluğu düzeninin ayarlanması, etkin eko süresini ve dolayısıyla kontrastın T2 ağırlıklı kontrol eder.
- T1 ağırlıklandırma için, kısa bir efektif eko süresi ([echo time]-TE) seçilir ve tekrarlama süresini ([repetition time]- RT) kısa tutmak için vuru dizisi her kalp atışında tetiklenir.
- T2 ağırlıklandırma için, uzun etkili bir TE kullanılır ve vuru dizisi, uzun bir RT elde etmek için yalnızca iki veya üç kalp atışında bir tetiklenir.
- Gerekirse yağdan gelen sinyali bastırmak için “Frekans seçici yağ bastırma “ uygulanabilir. Siyah kan hazırlama şemasından sonraki zaman gecikmesi (TI), kandan gelen sinyalin en iyi şekilde baskılanmasını sağlamak için MR sistem yazılımı/ programı tarafından otomatik olarak hesaplanır.
- Bu, hastanın kalp hızı tarafından belirlenen vuru dizisinin TR'sine ve her tetikleme nabızı arasındaki kalp atışlarının sayısına bağlıdır.
- Bu vuru dizisiyle ilgili yaygın bir sorun, siyah kan hazırlama şeması ile FSE/TSE veri toplama zamanı arasında yeniden ters çevrilmiş miyokard dokusunun görüntü diliminden dışarı hareketine bağlı olarak miyokarddan sinyal kaybıdır. Bu etki, siyah kan hazırlama şemasının ikinci 180° vurusu ile yeniden ters çevrilen doku diliminin kalınlığı artırılarak azaltılabilir.
- Görüntü dilim kalınlığı tipik olarak 6-8 mm, siyah kan inversiyonu hazırlama vurusu için daha uygun bir değer 20 mm'dir.
- Kesin seçim, miyokardın dilim boyunca ne kadar yer değiştirdiğine bağlıdır ve tetik gecikmesine, dilim yönüne ve kalp içindeki konumuna bağlı olarak bazı ayarlamalar gerektirir.



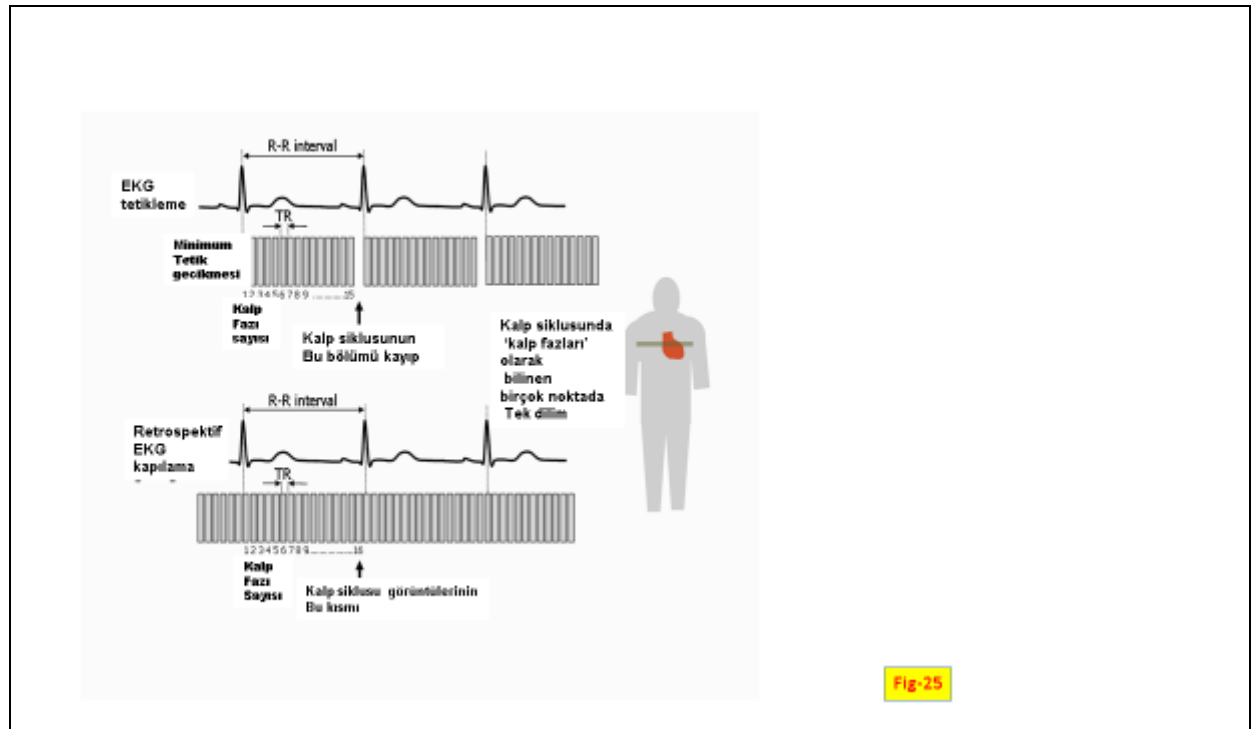
Figür 24. Turbo veya hızlı spin eko ile siyah- kan anatomik görüntüleme. Siyah- Kan Hazırlama şeması, diyastolde görüntü alımı ile kalp siklusunun başlangıcında uygulanır. Siyah- Kan inversiyonunun kesin süresi, TI_{kan} en iyi kan supresyonu sağlamak için hesaplanır ve kalp atım hızına ve her tetik vurusu arasındaki kalp atımlarının sayısına bağlıdır (tipik

olarak $TIBI_{kan} = 400-600$ milisaniye). Turbo veya hızlı spin eko vuru dizisi, tek bir hasta nefes tutma işleminde bir veya iki dilimin alınmasını sağlar. Sağdaki altı görüntü, altı ayrı nefes tutma kullanılarak elde edilmiştir.

Sine Görüntüleme

Sine görüntülemenin kullanılması çok kısa RT gerektirir ve bu nedenle yalnızca gradyan eko tabanlı vuru dizileri kullanılarak elde edilebilir. Kardiyak siklus boyunca kardiyak evreler olarak bilinen birden faz ile zaman noktasında veri alınmasını içerir (**Figür 25**).

- İlk zaman noktası için tetikleme gecikmesi, görüntülerin kardiyak döngünün başlangıcından alınmasını sağlamak için R dalgasından sonraki mümkün olan en kısa süreye ayarlanır.
- Her kardiyak fazda elde edilen veriler ayrı bir k-boşluğunu doldurur ve her kardiyak faza karşılık gelen ayrı bir görüntünün yeniden yapılandırılmasıyla sonuçlanır.
- Tüm kardiyak evrelerin görüntüleri daha sonra bir film dizisi veya sine olarak izlenir ve kalbin, duvar hareketinin ve kan akışının görsel, kantitatif bir değerlendirmesinin fonksiyonel olarak incelenmesini sağlar.



Figür 25. Sine gradyan eko görüntüleme: EKG tetikleme ve retrospektif EKG kapılama [

Gating'(sinyal ayırıcı/ Geçiş)]. Sine görüntüleme, kalp siklusu boyunca birden çok zaman noktasında tek bir dilim konumu için veri elde edilerek sağlanır. Kardiyak fazlar olarak bilinen ilgili zaman noktalarında birden fazla görüntü yeniden oluşturulur. Bu görüntüler daha sonra kalp hareketinin ve kan akımı modellerinin görselleştirilmesine izin vermek için bir film olarak izlenir. EKG tetikleme (üstte), R dalgasından hemen sonra birinci kardiyak fazın veri

alımını başlatır ve önceden belirlenmiş sayıda kardiyak fazı alır. Bir sonraki R dalgasının saptanmasına izin vermek için veri toplama, kardiyak döngünün bitiminden önce durmalıdır. Bu, kalp siklusunun son bölümünün görüntülenmemesine neden olur. Retrospektif EKG geçişi(kapılama/sinyal ayırıcı) (altta) verileri sürekli olarak alır ve elde edilen verilerin R dalgasına göre zamansal konumunu kaydeder. Edinim, yeterli sayıda zaman noktası için k-boşluğu doldurulana ve veriler retrospektif olarak kardiyak fazlara ayrılana kadar devam eder. Bu yaklaşım, verilerin kalp siklusunun sonuna doğru bir şekilde atanmasını sağlayarak, tüm kalp siklusunun görüntülenmesini sağlar.

Sine görüntüleme için tetiklemeye karşı retrospektif kapılama

Sine görüntüleme için kardiyak senkronizasyon iki yoldan biriyle gerçekleştirilebilir: EKG tetikleme veya EKG Kapılama ([Figür- 25](#)).

- EKG tetikleme ile, QRS kompleksinden hemen sonra veri toplamaya/edinmeye başlamak için mümkün olan en kısa tetik gecikmesi kullanılır. Ardından, neredeyse kardiyak siklusunun sonuna kadar ardışık birçok kardiyak faz için veriler elde edilir. Ardından, bir sonraki 'R' dalgasından gelen senkronizasyon vurusu alınana kadar veri alımı durdurulur.

Bu yöntem, sistemin görüntülenen hasta için ortalama R-R aralığını tahmin etmesini gerektirir (Bu, operatör tarafından girilir veya MR sistemi tarafından EKG kayıt örneğinden yakalanır). Bu daha sonra verilerin elde edilebileceği kardiyak siklusun ortalama uzunluğunu ve dolayısıyla kaç kardiyak fazın alınabileceğini belirlemek için kullanılır.

Bu yaklaşımın bir sonucu, sistem bir sonraki tetik vurusunu beklerken kalp siklusunun sonunda hiçbir verinin alınmadığı bir "kör nokta" olmasıdır.

- Diyastolik fonksiyonun veya mitral ve triküspit kapak fonksiyonunun görüntülenmesi önemliyse bu bir dezavantajdır.
- Bir alternatif, retrospektif EKG geçişi kullanmaktır ²³. Burada darbe dizisi sürekli olarak kısa bir TR ile çalışır. Senkronizasyon vurusu, vuru dizisinin tekrarı 'R' dalgası ile çakıştığında kaydetmek için kullanılır. Bundan ve müteakip tekrarlardan elde edilen MR sinyali verileri daha sonra tüm k-boşluğu ediniminin sonunda kardiyak siklustaki i karşılık gelen zaman noktalarına tahsis edilir.

Bazı iyileştirmelerle, geriye dönük kapılama başarıyla kullanılabilir; hastaları görüntüleme yöntemi, her kalp atımının tamamından veri aldığı anda, böylece farklı uzunluklardaki kalp atışları, kaydedilen farklı sayıda veri noktasına sahip olacaktır. Veri alımının sonunda, tüm veri alımından ortalama bir kalp atışı aralığı hesaplanır.

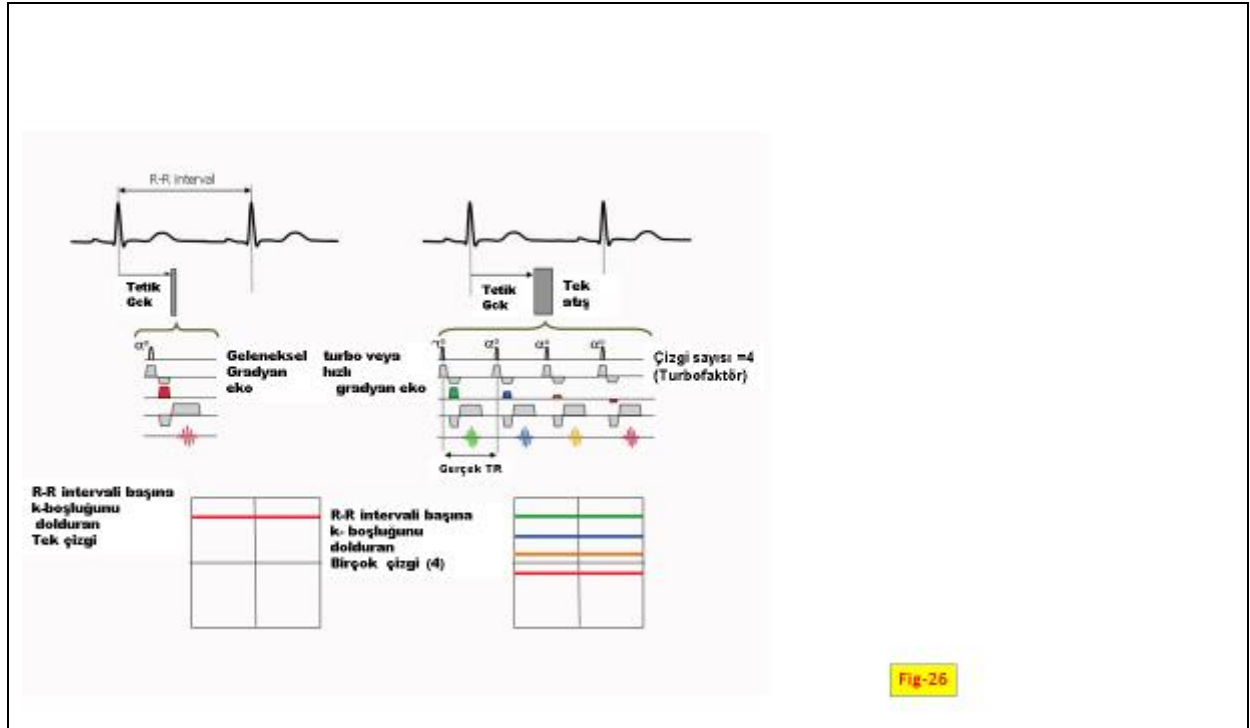
- Daha kısa kalp atımlarından elde edilen veri noktaları arasındaki zaman aralıkları uzatılır ve daha uzun kalp atımlarından elde edilen veriler, ortalama kalp atım aralığına uyacak şekilde sıkıştırılarak kalp döngüsündeki tüm noktaların görüntülenmesi sağlanır.
- Mitral veya triküspit kapak fonksiyonunun veya atriyal kontraksiyonun görüntülenmesi gibi uygulamalar için retrospektif kapılama kullanımı gereklidir.
- Retrospektif kapılama, R-R aralığındaki küçük vurular arası varyasyonlar için iyi sonuç verirken, büyük vuru- vuru varyasyonlarında görüntüleme sorunludur. Ara sıra meydana gelen aritmiler için, genellikle aşırı uzun veya kısa kalp atımlarından elde edilen veri noktalarının reddedilip yeniden alınması için bir seçenek vardır. Bu aritmi reddi olarak bilinir.
- Bununla birlikte, birçok aritminin olduğu durumlarda, verilerin reddedilmesi pratik değildir ve tek seçenek, yalnızca sistolik bilgi gerekliyse tetiklenen bir veri toplamaya geri dönmek veya EKG

senkronizasyonunun gerekli olmadığı "gerçek zamanlı" bir görüntü verisi alımını kullanmaktır.²⁴⁻²⁷. İkinci yaklaşım, yalnızca zamansal ve uzamsal çözünürlük pahasına alınabilir.

Turbo (veya Hızlı) Gradyan eko vuru dizileri

Sine gradyan eko görüntülemenin hızlandırılması, her kardiyak fazda birkaç k-boşluk çizgisi elde etmek için gradyan eko vuru dizisinin birkaç kez hızlı bir şekilde tekrarlanmasıyla elde edilir (**Figür-26**). Elde edilen her bir k-boşluk çizgisi grubu, bir atım olarak bilinir. Bu, her kardiyak faz için ve daha sonra her kalp atışı için tekrarlanır, her seferinde tüm k-boşluğu dolana kadar birbirini izleyen her kalp atışında farklı bir çizgi grubu elde edilir.

- Bu, parçalı k-alanı gradyan eko görüntüleme olarak bilinir, çünkü k-boşluğu bir dizi çizgi grubuna bölünür ve bazen çoklu atış görüntüleme olarak adlandırılır^{28,29}.



Figür 26. Turbo veya hızlı gradyan eko ile hızlandırılmış sine görüntüleme. Geleneksel gradyan eko vuru dizisi (solda), tek bir gradyan eko oluşturmak için tek bir düşük çevirme açılı rf vurusu uygular. Her kardiyak faz için her R-R intervali k-boşluğuna bir çizgi doldurur. Turbo veya hızlı gradyan eko vuru dizisi (sağda), çoklu gradyan ekoları oluşturmak için düşük çevirme açılı rf vurusunu hızla tekrarlar. Her bir ekoya farklı bir faz kodlama gradyanı amplitüdü uygulanarak her bir R-R intervalinde k-boşluğu birden çok çizgi doldurulur. Bu diyagramda, her faz kodlama gradyanı, doldurulmuş k-boşluğu çizgisine karşılık gelen renk kodludur. Bu örnekte, dört gradyan eko oluşturmak için dört rf vurusu uygulanır, turbofactor= 4 (Philips), segment sayısı = 4 (Siemens), segment başına görünüm sayısı = 4 (GE) olarak bilinen bir parametre ayarı. Bu bir "atış" teşkil eder. Kalan k-alanı çizgileri, art arda kalp atımları üzerinden birden fazla "atış" elde edilerek doldurulur. Bu, görüntü elde etme süresinin dört kat hızlanmasını sağlar.

Her atışta elde edilen k-alanının satır/çizgi sayısını tanımlayan parametre, aşağıdaki gibi üreticiye bağlıdır:

- Philips turbofactor
- Siemens no of segments*
- GE views per segment

(*Not: Siemens arayüzünde, tek bir k-boşluğuna alanı segment adı verildiğini unutmayın).

Bu, belirli bir vuru dizisi için hızlanma faktörünü belirler. Fonksiyonel görüntüleme için ayrıca kardiyak siklusun her fazına karşılık gelen "edinim penceresinin" ('the acquisition window') uzunluğunu da belirler.

- 'Turbofaktör'ün artırılması tarama süresini azaltır (nefes tutma süresini kısaltır) ancak her kardiyak faz için alım penceresini artırır, böylece görüntülenebilen kardiyak fazların sayısını sınırlandırarak daha düşük bir sine kare hızı veya daha kötü zamansal çözünürlük ile sonuçlanır.
- Kardiyak faz sayısını en üst düzeye çıkarmak ve nefes tutma süresini en aza indirmek için, bir MR sisteminin çok kısa TR değerleri elde etme yeteneği bu nedenle bir avantajdır.
- Nefes tutma sine gradyan eko görüntüleme için, bu hızlandırılmış görüntü elde etme yöntemi, hem bozuk gradyan eko hem de kardiyak görüntüleme için yaygın olarak kullanılan bSSFP vuru dizilerine uygulanabilir. Bu dizilerin "turbo" veya "hızlı" sürümleri için satıcıya özel adlar aşağıda verilmiştir:

Hızlı bozuk gradyan eko (Fast spoiled gradient echo).

Siemens TFL TurboFLASH

- Philips T1-TFE T1-weighted Turbo Field Echo
- GE FSPGR Fast SPoiled GRASS

Balanced Steady State Free Precession (bSSFP)

- Siemens Segmented True FISP
- Philips BTFE Balanced Turbo Field Echo
- GE FIESTA Fast Imaging Employing Steady sTate Acquisition

Turbo veya hızlı sine gradyan eko vuru dizileriyle fonksiyonel görüntüleme

Duvar hareketinin değerlendirilmesi ve hacimsel değerlendirme de dahil olmak üzere kardiyak fonksiyonun görüntülenmesi, bir film olarak görüntülenen çoklu kalp fazlarında görüntüler elde eden bir "parlak kan" sine gradyan eko tekniği kullanılarak gerçekleştirilir.

- Retrospektif kapılamaya turbo veya hızlı gradyan eko yöntemiyle birleştirmek Sine görüntülemeye yönelik en yaygın yaklaşımdır (**Figür- 27**). Bu, tüm kalp döngüsünün tek bir nefes tutma süresi içinde görüntülenmesini sağlar. Gradyan eko vuru dizisi seçimi, alan gücüne ve özel uygulamaya bağlıdır.
- 1.5 Tesla'da dengeli SSFP gradyan eko dizisi, kalp siklusu boyunca kan ve miyokard arasında elde ettiği yüksek intrinsik kontrast nedeniyle çoğu fonksiyonel görüntüleme uygulaması ve hacimsel değerlendirme için kullanılır³⁰⁻³³.

Artefaktların varlığı başlangıçta 3.0T'de bSSFP puls dizisinin kullanımını sınırladı³⁴, ancak klinik uygulamada başarılı bir şekilde kullanıldı ve son teknik gelişmeler 3.0T'de³⁴ bu yöntemin kalite ve güvenilirliğinde iyileştirmelerin mümkün olduğunu gösterdi ³⁵⁻³⁷.

- Bozulmuş gradyan eko vuru dizisi, daha yüksek akış duyarlılığı nedeniyle genellikle kapak hastalığı ve akış jetlerinin değerlendirilmesi için kullanılır. Artefaktlara eğilimi daha az olduğu için 3.0T'de bSSFP tekniğine tercih olarak sıklıkla kullanılır^{34,36}.

Bozulmuş gradyan eko ve bSSFP teknikleri için klinik uygulamaların bir karşılaştırması **Tablo 2**'de verilmiştir.

Tablo 2. Bozulmuş gradyan ekoya karşı bSSFP sine görüntüleme

Sine görüntüleme tekniği	Vuru dizisi	Uygulamalar
Sine gradyan eko	- Spoiled gradient echo - Fast Spoiled GRASS (FSPGR) - T1-TFE - turboFLASH	Fonksiyon, kalitatif nit akım değerlendirme, akım jetleri, regürjitasyon
Sine SSFB görüntüleme	- Balanced SSFP - FIESTA - Balanced TFE - Segmented True FISP	Fonksiyon, hacimsel ölçümler

Sine vuru dizileri için önemli bir parametre, her kalp fazında elde edilen k-boşluğu çizgi sayısı (turbofaktör, segment sayısı veya segment başına görünüm sayısı). Bu parametrenin değerinin artırılması, alım süresini kısaltır, ancak aynı zamanda kardiyak fazlar arasındaki süreyi de artırır. Bu, kardiyak siklus içindeki kardiyak fazların sayısını ve dolayısıyla görüntü alımının sine kare hızını veya 'geçici çözünürlüğünü' azaltır (daha hızlı hareketi çözme yeteneği)..

Gerçek Zamanlı 'görüntüleme, çok yüksek bir turbofaktör seçilerek elde edilir²⁴⁻²⁷, öyle ki tüm görüntü alımı, tek bir kalp atışında tek bir kardiyak fazda tamamlanır (tek atış edinimi). Tüm faz kodlama adımları tek bir kalp atışında elde edildiğinden, gerçek zamanlı görüntüleme için kardiyak senkronizasyon gerekli değildir. Yüksek turbo faktörün dezavantajı, zayıf bir sine kare hızıdır. Kabul edilebilir bir kare hızı, yalnızca elde edilen toplam k-boşluk çizgisi sayısını azaltarak elde edilebilir.

Bu nedenle, paralel görüntülemenin³⁸⁻⁴⁰ kullanılması uzaysal-zamansal çözünürlüğün korunmasına yardımcı olsa da, gerçek zamanlı görüntüleme zayıf zamansal ve uzaysal çözünürlükten muzdariptir.

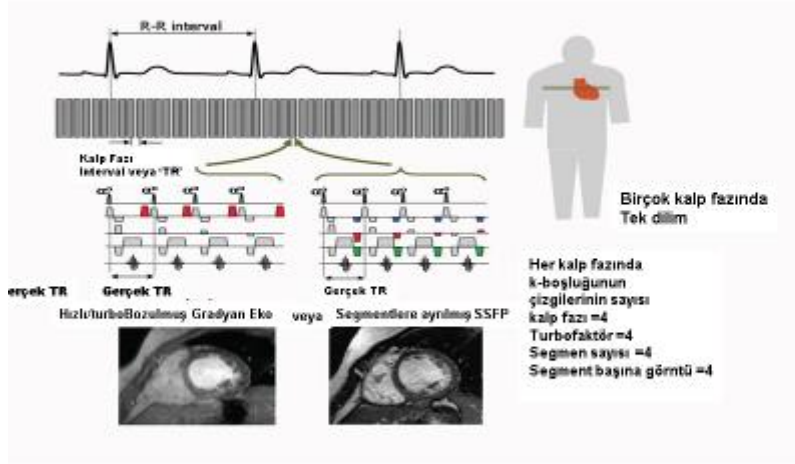


Fig-27

Figür 27. Retrospektif kapılı turbo veya hızlı gradyan eko kullanan parlak kan fonksiyonel sine görüntüleme. Bu uygulama için bozuk (spoiled) gradyan ekosu veya dengeli SSFP(bSSFP) vuru dizileri kullanılabilir. Her kardiyak fazda (bu örnekte = 4) elde edilen k-boşluğu çizgilerinin sayısı, bu dizinin alım süresini belirler (tipik olarak tek bir nefes tutma periyodu içinde). Çizgi sayısının artırılması (turbofaktör, segment sayısı veya segment başına görünüm sayısı) alım süresini kısaltır, ancak kalp fazları arasındaki süreyi (kalp fazı aralığı veya 'TR') artırır, bu da daha kötü zamansal çözünürlükle sonuçlanır. bSSFP vuru dizileri daha kısa bir TR elde edebilir, bu da aynı uzaysal ve zamansal çözünürlük için daha kısa nefes tutma süreleri ile sonuçlanır. Görüntü örnekleri, bozulmuş(spoiled) gradyan eko (solda) ve bSSFP (sağda) için bir diyastol sonu fazını (kardiyak faz 1) göstermektedir. SV kan havuzunun (düzlem akım yoluyla) sağ ventrikülden (düzlem içi akım) çok daha parlak olduğu, bozulmuş gradyan eko tekniği için kan sinyalinin akım bağımlılığının daha fazla olduğuna dikkat edin. bSSFP tekniği için T2/T1 oranına dayalı olarak kan ve miyokard arasındaki intrinsek kontrast nedeniyle eşit parlaklığa sahiptirler. Benzer şekilde, endokardiyal sınıra bitişik yavaş hareket eden kan, bozulmuş gradyan eko görüntüsünde kısmen satüre hale gelir, bu da endokardiyal sınırın daha kötü tanımlanmasına neden olur. Bu, bSSFP tekniklerinin daha büyük hacimler ve daha küçük ventriküler vermesiyle, iki yöntem arasında hacimsel ölçümlerde sistematik farklılıklara yol açar.

Sonuç olarak- Çevrisini yaptığım Ridgway JP tarafından yazılan bu derlemede, en sık kullanılan kardiyak MR görüntüleme tekniklerinin altında yatan temel fiziksel ilkeleri özetlenmiştir. MR sinyal üretimi ve görüntü oluşumunun temel prensipleri açıklanmış ve temel görüntüleme parametreleri tanımlanarak görüntü kontrastı,

çözünürlük ve elde etme süresi üzerindeki etkileri tanımlanmıştır.. Tek bir nefes tutma süresi içinde kalbin yüksek kaliteli anatomik ve fonksiyonel sine görüntülemesini sağlamak için spin eko ve gradyan eko görüntüleme tekniklerinin kardiyak senkronizasyon yöntemleriyle nasıl birleştirilebileceği gösterilmiştir.

Kaynaklar

Temel kaynak: John P Ridgway. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I. Ridgway Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance 2010, 12:71/
<http://www.jcmr-online.com/content/12/1/71>

1. Balaban RS, Peters DC: Basic principles of cardiovascular magnetic resonance. In Cardiovascular magnetic resonance. 2 edition. Edited by: Manning WJ, Pennell DJ. Philadelphia: Saunders; 2010:3-18.
2. Sodickson DK: Clinical cardiovascular magnetic resonance imaging techniques. In Cardiovascular magnetic resonance. Edited by: Manning WJ, Pennell DJ. New York: Churchill Livingstone; 2002:3-17.
3. Finn PJ, Ed: Physics of MR imaging. Magnetic resonance imaging clinics of North America 1999, 607-808.
4. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR: MRI from picture to proton. 2 edition. Cambridge: Cambridge University Press; 2006.
5. Lee VS: Cardiovascular MR: Physical principles to practical protocols Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2005.
6. Constable RT, Anderson AW, Zhong J, Gore JC: Factors influencing contrast in fast spin-echo MR imaging. Magn Reson Imaging 1992, 10:497-511.
7. Mezrich R: A perspective on k-space. Radiology 1995, 195:297-315.
8. Herfkens RJ, Higgins CB, Hricak H, Lipton MJ, Crooks LE, Lanzer P, Botvinick E, Brundage B, Sheldon PE, Kaufman L: Nuclear magnetic resonance imaging of the cardiovascular system: Normal and pathologic findings. Radiology 1983, 147:749-759.
9. Simonetti OP, Finn JP, White RD, Laub G, Henry DA: "Black Blood" T2-weighted inversion recovery MR imaging of the heart. Radiology 1996, 199:49-57.
10. Boyle GE, Cooke J, Sheehy NP, Meaney JF: An interactive taxonomy of MR imaging sequences. Radiographics 2006, 26:e24, quiz e24.
11. Zur Y, Wood ML, Neuringer LJ: Spoiling of transverse magnetization in steady-state sequences. Magn Reson Med 1991, 21:251-263.
12. Van der Meulen P, Groen JP, Cuppen JJM: Very fast MR imaging by field echoes and small angle excitation. Magn Reson Imaging 1985, 3:397-399.
13. Frahm J, Haase A, Matthaei D: Rapid NMR imaging of dynamic processes using the FLASH technique. Magn Reson Med 1986, 3:321-327.
14. Anderson LJ, Holden S, Davis B, Prescott E, Charrier CC, Bunce NH, Firmin DN, Wonke B, Porter J, Walker JM, Pennell DJ: Cardiovascular T2-star (T2*) magnetic resonance for the early diagnosis of myocardial iron overload. Eur Heart J 2001, 22:2171-9.
15. Oppelt A, Graumann R, Barfuss H, Fischer H, Hartl W, Schajor W: FISP: a new fast MRI sequence. Electromedica 54:15-18.
16. Scheffler K, Lehnhardt S: Principles and applications of balanced SSFP techniques. Eur Radiol 2003, 13:2409-2418.
17. Bradley WG, Waluch V, Lai K-S, Fernandez EJ, Spalter C: The appearance of rapidly flowing blood on magnetic resonance images. AJR Am J Roentgenol 1993, 163: 1167-1174.
18. Lanzer P, Barta C, Botvinick EH, Wiesendanger HUD, Modin G, Higgins CB: ECG-synchronised cardiac MR imaging: Method and evaluation. Radiology 1985, 155:681-686.
19. Reeder SB, Faranesh AZ: Ultrafast Pulse Sequence Techniques for Cardiac Magnetic Resonance Imaging. Top Magn Reson Imaging 2000, 11:312-330.
20. Hennig J, Naureth A, Freiburg H: RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. Magn Reson Med 1986, 3:823-833.
21. Einstein S, Outwater E, Kressel HY: First Principles of Fast Spin Echo. Magn Reson Q 1992, 8:199-244.
22. Edelman RR, Chien D, Kim D: Fast selective black blood MR imaging. Radiology 1991, 181:655-660.
23. Lenz GW, Haacke EM, White RD: Retrospective cardiac gating: a review of technical aspects and future directions. Magn Reson Imaging 1989, 7:445-455.

24. Setser RM, Fischer SE, Lorenz CH: Quantification of left ventricular function with magnetic resonance images acquired in realtime. *J Magn Reson Imaging* 2000, 12:430-438.
25. Plein S, Smith WHT, Ridgway JP, Kassner K, Beacock DJ, Bloomer TN, Sivananthan MU: Qualitative and quantitative analysis of regional left ventricular wall dynamics using real-time Magnetic Resonance Imaging. - Comparison with conventional breath-hold gradient echo acquisition in volunteers and patients. *J Magn Reson Imaging* 2001, 14:23-30.
26. Barkhausen J, Goyen M, Ruhm SG, Eggerbrecht H, Debatin JF, Ladd ME: Assessment of ventricular function with single breath-hold real-time steady-state free precession cine MR imaging. *AJR Am J Roentgenol* 2001, 178:731-735.
27. Lee VS, Resnick D, Bundy JM, Simonetti OP, Lee P, Weinreb JC: Cardiac function: MR evaluation in one breath hold with real-time true fast imaging with steady-state precession. *Radiology* 2002, 222:835-842.
28. Atkinson D, Edelman RR: Cine angiography of the heart in a single breath-hold with a segmented turboFLASH sequence. *Radiology* 1991, 178:357-360.
29. Sakuma H, Fujita N, Foo TK, Caputo GR, Hartiala SJ, Shimakawa J, Higgins A, B C: Evaluation of left ventricular volume and mass with breath-hold cine MR imaging. *Radiology* 1993, 188:377-380.
30. 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, 219:828-834.
31. 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, 14:230-236.
32. Ruehm J, Goyen SG, Buck M, Laub T, Debatin G, F J: MR evaluation of ventricular function: true fast imaging with steady-state precession versus fast low-angle shot cine MR imaging: feasibility study. *Radiology* 2001, 219:264-269.
33. Thiele H, Nagel E, Paetsch I, Schnackenburg B, Bornstedt A, Kouwenhoven M, Wahl A, Schuler G, Fleck E: Functional cardiac MR imaging with steady-state free precession (SSFP) significantly improves endocardial border delineation without contrast agents. *J Magn Reson Imaging* 2001, 14:362-367.
34. Michaely HJ, Nael K, Schoenberg SO, Laub G, Reiser MF, Finn JP, Ruehm SG: Analysis of cardiac function - Comparison between 1.5 Tesla and 3.0 Tesla cardiac cine magnetic resonance imaging. *Invest Radiol* 2006, 41:133-140.
35. Schar M, Kozerke S, Fischer SE, Boesiger P: Cardiac SSFP imaging at 3 Tesla. *Magn Reson Med* 2004, 51:799-806.
36. Kelle S, Nagel E: Cardiovascular MRI at 3T. *Eur Radiol Suppl* 2007, 17(Suppl 6):F42-F47.
37. 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.
38. Dietrich O, Nikolaou K, Wintersperger BJ, Flatz W, Nittka M, Petsch R, Kiefer B, Schoenberg SO: iPAT: Applications for fast and cardiovascular MR imaging. *Electromedica* 2002, 70:133-146.
39. Van den Brink JS, Watanabe Y, Kuhl CK, Chung T, Muthupillai R, Cauteren MV, Yamada K, Dymarkowski S, Bogart J, Maki JH, Matos C, Casselman JW, Hoogeveen RM: Implications of SENSE MR in routine clinical practice. *Eur J Radiol* 2003, 46:3-27.
40. 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, 19:291-297.