

Manyetik Rezonans Görüntülemelerde Temel Sekanslar

Pınar Nercis Koşar 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Spin Eko, Gradient Eko ve Hibrid sekansların temel özellikleri
- Avantajları
- Teknik noktalar
- Dezavantajları
- Kullanım alanları

Koşar PN. Manyetik Rezonans Görüntülemelerde Temel Sekanslar. Trd Sem 2020; 8: 169-184.

GİRİŞ

MRG’de sekansların amacı, en hızlı biçimde dokuya özgü sinyalin, artefaktsız ve sinyal/gürültü oranı azalmadan elde edilmesidir. Radyofrekans (RF) darbesi ve gradientlerin çeşitli biçimlerde kombinasyonu ile birçok farklı sekans elde edilmektedir. Sekansların ortak özelliği; dokunun manyetik alan vektörünün RF dalgası gönderilerek farklı açılarda saptırılması ve bu vektörün geri dönerken oluşturduğu sinyalin, gradientler kullanılarak uzaysal olarak ‘k alanı’na depolanmasıdır. K alanına depolama biçimi ve hızı, aynı temel prensip ile çalışan sekanslar arasında farklılıklar yaratmakta ve farklı isimlerle anılmasına neden olmaktadır. Ayrıca sekans isimleri cihaz üretici firmalara göre de farklılık göstermektedir.

Burada temel sekanslar;

1. Spin Eko
2. Gradient Eko
3. Hibrid sekanslar başlıkları ile anlatılacaktır.

MR akım görüntüleme ve MR ileri görüntülemelerde kullanılan sekanslar (Difüzyon, perfüzyon, fonksiyonel MR, MR spektroskopisi) başka bir başlıkta anlatılmıştır.

Sekans ailesinin iki büyük grubu, Spin Eko (SE) ve Gradient Eko (GE) sekanslarıdır. Spin eko ve gradient eko sekansları arasındaki temel farklılık, manyetik alan inhomojenitesinin sinyali etkilemesi (T2*) veya etkilememesi (T2) ile ilişkilidir. Spin ekoda gönderilen ikinci RF darbesi defaze olan protonları tekrar refaze ederken ortamdaki kaynaklanan faz uyumunu bozan etkiyi sıfırlar [1]. GE’de ise ikinci RF dalgası yoktur. GE sekanslarda, ters yönde gradientler çalıştırılarak protonlar hızlıca defaze ve refaze edilir, bu şekilde hem protonların birbiriyle etkileşimleri hem de ortamın manyetik alan inhomojenitesi sinyali etkiler [2, 3].

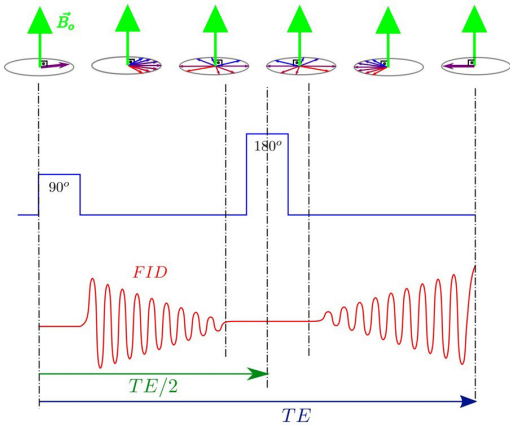
SPİN EKO

Spin Eko (SE) sekanslar, 2 adet RF darbesi (90° RF eksitasyon ve 180° RF refazing

Tablo 1: SE Sekansların Cihaz Firmalarına Göre İsim Kısaltmaları

	GE	Siemens	Philips	Hitachi	Toshiba
Klasik SE	SE	SE	SE	SE	SE
Hızlı SE (RARE)	FSE	TSE	TSE	FSE	FSE
3D RARE	CUBE	SPACE	VISTA	IsoFSE	3D MVOX
Ultra Hızlı SE (HASTE)	SS-FSE	SS-TSE	UFSE	FSE-ADA	FASE, Diet
STIR	STIR	STIR,TIRM	STIR	STIR	STIR
FLAIR	FLAIR	TIRM dark fluid	FLAIR	FLAIR	FLAIR

GE: General Electric; SE: Spin Echo; FSE: Fast Spin Echo; TSE: Turbo Spin Echo; SPACE: Sampling Perfection with Application Optimized Contrasts Using Different Flip Angle Evolution; VISTA: Volume Isotropic Turbo Spin Echo Acquisition; MVOX: MultiVOXel; SS: Single-Shot; UFSE: Ultra-Fast Spin Echo; STIR: Short Tau Inversion Recovery; TIRM: turbo inversion recovery magnitude; FLAIR: Fluid Attenuation Inversion Recovery.



Şekil 1. 90°RF darbesi sonrası oluşan FID sinyali amplitüdünün, sinüzoidal biçimde azaldığı izlenmektedir. FID sinyali kaydetmek için kısa bir sinyaldir. 180°RF darbesi sonrası bu sinyalin tekrar kazanıldığı ve TE süresinin sonunda, yani sinyal kaydının yapıldığı sırada maksimum olduğu görülmektedir.

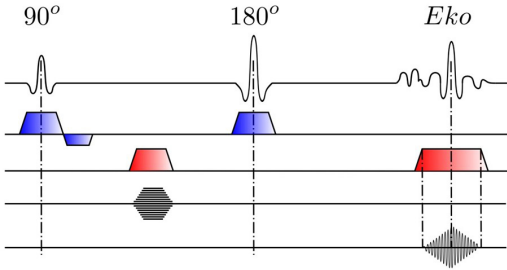
darbeleri) kullanarak, dokuların farklı T1 ve T2 zamanlarına göre veya daha farklı bir anlatımla, dokuların longitudinal ve transvers relaksasyon sürelerinin farklı olmasına göre seçilmiş TR ve TE değerleri ile şekillenmiştir. Spin Eko sekans ailesinde; Klasik SE, Dual SE veya Multi SE, Fast ya da Turbo SE, Inversion Recovery (IR) sekansları vardır. Tablo 1’de SE sekansların cihaz firmalarına göre isimleri verilmiştir. Spin eko sekanslar-

da görüntü ağırlığını TR (Repeat Time) ve TE (Echo Time) süreleri belirler.

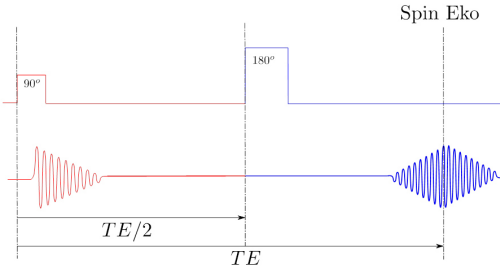
TR süresi, sekansın tekrarlandığı 90° RF darbeleri arasındaki süredir. TE süresi, 90° RF darbesi ile sinyal kaydının yapıldığı süre arasında geçen zamandır. 180° RF darbesi TE süresinin tam yarısında uygulanır, bu şekilde sinyal kaydı sırasında transvers manyetizasyonun maksimum olması hedeflenir. Bütün SE sekanslarda, protonların faz uyumunu tekrar restore eden 180° RF darbesi vardır (**Şekil 1**).

Şekil 2’de spin eko sekansının MR zamanlama diyagramı çizilmiştir. İlk satırda spin eko sekansta kullanılan 90° RF ve 180° RF darbeleri ve TE süresi sonra oluşan SE sinyali görülmektedir. Diğer satırlarda, oluşan sinyalin nereden geldiğinin tesbiti için çalıştırılan üç eksenindeki gradientlerin zamanlaması gösterilmiştir. Kesit belirleme gradienti, 90° RF ve 180° RF darbeleri sırasında çalışır. Çünkü sadece istenen kesitteki protonları aktive etmek gereklidir. Faz kodlama gradienti, 90° RF ve 180° RF darbeleri arasında uygulanır, frekans kodlama gradienti ise, hem 180° RF darbesinden önce protonları defaze edip sinyale hazırlamak için hem de sinyal kaydı sırasında açılır [4].

Spin eko sinyali simetrik bir dalgadır. **Şekil 3**’te görüldüğü gibi, 90° RF darbesi sonrası oluşan sinyal (T2*=FID sinyali-Free Induction Decay), manyetik alan inhomojenitesi ve protonların birbirini etkilemesi ile yaklaşık 10 ms’de, hızla defaze olur, transvers manyetizasyon-



Sekil 2. SE zamanlama diyagramı: 1. satır, RF dalgaları, 2. satır kesit belirleme gradienti zamanlaması, 3. ve 4. satır frekans ve faz kodlama gradienti zamanlaması, 5. satır sinyal kaydı.



Sekil 3. SE sinyali iki RF darbesi ile oluşan, içerisinde T_2^* (FID) sinyalini de bulunduran simetrik bir dalgadır. Sinyal maksimum olduktan sonra, faz uyumu tekrar bozulmaya başlar ve sinyal derece derece azalarak kaybolur. Sinyalin tekrar azalmaya başladığı bu ikinci kısmı, T_2^* (FID) sinyali.

yon henüz kaydedilemeden yok olur [2]. 180° RF darbesi ile faz uyumunu kaybeden protonlar tekrar toplanmaya başlar, TE süresi sonunda protonlar infaz durumundadır ve sinyal maksimum olur, sonrasında tekrar faz uyumu bozulmaya başlar, sinyal tedrici olarak kaybo-

Tablo 2: Sekansların TR ve TE Zamanları

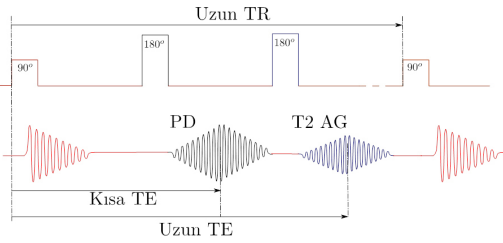
	TR (ms)	TE (ms)
T1 Ağırlıklı	300-700	10-30
T2 Ağırlıklı	>2000	80
PD	>2000	20

SE: Spin Echo; TR: repetition time; TE: echo time; PD: proton density; ms: milisaniye.

lur. Sinyalin bu ikinci kısmı yine T_2^* sinyaldir. Yani T2 sinyali, aslında T_2^* sinyalini de içermektedir.

Spin eko sekanslarda zaman parametrelerinin uygun biçimde ayarlanması önemlidir. Burada görüntü ağırlığı kavramı ile karşı karşıyayız. TR ve TE süreleri kısa olduğunda T1 ağırlıklı spin eko sekansı, uzun olduğunda T2 ağırlıklı spin eko sekansından bahsedebiliriz. Kısa TR T1 ağırlığından, uzun TE T2 ağırlığından sorumludur. Ne T1 ne de T2 ağırlığı olduğunda, yani uzun TR ve kısa TE seçildiğinde, dokuların proton yoğunluğuna göre sinyal oluşur [5]. Klasik SE sekansları T1 ağırlıklı, T2 ağırlıklı ve proton dansite (PD) sekanslar olarak ayrılır. Tablo 2’de klasik SE sekansların TR ve TE değerleri verilmektedir.

Dokuların T1 zamanı, her zaman T2 zamanından daha uzundur. Bu durumu şu şekilde açıklayabiliriz: Longitudinal manyetizasyonun geri kazanımı, transvers manyetizasyonun kaybindan çok daha uzundur. Protonlar çok çabuk defaze olarak transvers manyetizasyonun kaybına neden olur. SE sekanslarda ikinci bir 90° RF darbesi göndermek için longitudinal manyetizasyonun tekrar kazanımı beklenir. Bu beklenen sürede bir kısa TE, bir de uzun TE sinyal kaydedilebilir. İşte bu şekilde, bir uzun TR aralığı süresince, 90° RF darbesi sonrası iki 180° RF darbesi gönderilerek, bir kısa TE ve bir uzun TE sonrası iki eko kaydedilirse, aynı sürede hem PD hem de T2 ağırlıklı görüntü elde edilmiş olur (Şekil 4). Buna Dual SE denir [6]. İkinci gönderilen 180° RF darbesi ile oluşturulan transvers manyetizasyon daha az olduğu için uzun TE ile oluşan T2 sinyalinin amplitüdü daha küçüktür.

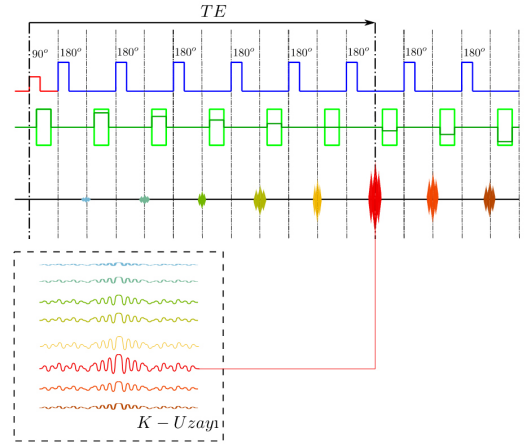


Şekil 4. Dual SE’da PD ve T2 kaydı: Bir uzun TR süresinde, 2 adet 180° RF dalgası göndererek, aynı anda hem PD hem de T2 ağırlıklı görüntü oluşturma.

Konvansiyonel SE sekansların; görüntü kalitesinin mükemmel olması, doku kontrastının en iyi biçimde ortaya konulması, gerçek T2 ağırlıklı görüntülerin elde edilmesi, bütün sistemlerde uygulanabilmesi gibi eşsiz avantajları vardır, ancak görüntü süresinin çok uzun olması gibi çok büyük bir dezavantajı da söz konusudur.

Klasik SE sekansda, her TR süresince, k alanında tek bir satır doldurulur. Tek bir kesit için geçen süre, $TR \times \text{Faz kodlama sayısı}$ x NEX olarak hesaplanır (NEX: her faz kodlama satırında sinyalin kaç kez toplandığıdır). Faz kodlama sayısı seçtiğimiz matriksin satır sayısıdır [7]. Genelde seçilen matrix 512x256, 256x256, 256x192 gibidir. Her kesit için k alanının doldurulması ve her satır kadar TR süresinin beklenmesi gerekmektedir. TR 3000 ms, matriks 512x256, NEX:1 olarak seçtiğimiz bir T2 incelemede, bir kesit için gerekli olan süre $3000 \times 256 \times 1 \text{ ms} = 12,8 \text{ dk}$ ’dır. Bu süre çok uzundur.

Fast SE veya Turbo SE’da her bir TR aralığında k alanında birden çok satır doldurulur. TR süresi beklenirken, T2 relaksasyon tamamlanmadığı sürece, ortamda transvers magnetizasyon vardır. Bu durumda birden çok 180° RF darbesi gönderilerek protonlar refaze edilebilir



Şekil 5. FSE (Turbo SE) diyagramı: Bir uzun TR süresince birden fazla 180° RF dalgası gönderilerek, her seferinde faz kodlama gradienti çalıştırılır ve k alanında farklı satırlar doldurulur. Kaç tane 180° RF dalgası gönderildiyse (ETL), o kadar TE süresi ve sinyal kaydı vardır. K alanı santrale kaydedilen TE süresi, efektif TE’dir. Seçilen efektif TE’de, faz farkı sıfıra yakın ve sinyal olabildiğince maksimum olacak şekilde faz kodlama gradienti ile ayarlanır.

ve sinyal kaydı oluşturulabilir. Her seferinde faz kodlama gradienti çalıştırılarak k alanında farklı bir satır doldurulur. K alanında kaç satır doldurduğumuz, gönderdiğimiz 180°’lik refaze darbesi sayısı kadardır. Bu sayı turbo faktör veya ETL (Echo Train Length) olarak adlandırılır [8]. ETL sayısı ne kadar yüksekse sekans süresi o kadar azalır. Örneğin ETL 16 ise, sekans süresi 16 kat azalmış demektir. Bu aynı zamanda bir TR süresinde k alanında 16 satır birden dolduruluyor anlamını taşımaktadır. ETL sayısı arttıkça görüntünün T2 ağırlığı da artmaktadır. Burada efektif TE süresi karşımıza çıkmaktadır. ETL 16 ise, 16 tane farklı TE değeri vardır. Görüntü ağırlığına hangi TE değerine göre karar vereceğiz? K alanının santral kesimi görüntü kontrastından sorumludur. K alanının santral kesimine hangi TE değerini kodlarsak görüntü ağırlığı bu TE değerine göre belirlenecektir. İşte bu TE süresi, efektif TE’dir (Şekil 5). K alanının santrale kısa TE kodlarsak PD ağırlıklı, uzun TE atarsak T2 ağırlıklı fast SE görüntüler elde ederiz. Yine Dual SE’daki gibi

aynı sürede hem PD hem de T2 ağırlıklı Dual Fast SE sekanslar, iki farklı K alanı doldurarak elde edilebilir. **Tablo 3**'te Fast (Turbo) SE sekansların TR, efektif TE ve ETL değerlerini görmekteyiz [2]. FSE'de bir TR süresince, ETL sayısı kadar sinyal elde edilir. Ancak oluşan sinyal zamanla azalır, çünkü 180° RF ile ortamda oluşturulan transvers manyetizasyon gittikçe azalacaktır. Geç oluşan sinyal daha zayıf, ama uzun TE nedeniyle T2 ağırlığı daha yüksek bir sinyal olacaktır. ETL arttıkça 180° RF sayısı arttığı için dokuların ısınması (SAR değeri) da artacaktır. Bu nedenle çoğunlukla, ETL 4-32 arasında seçilmektedir.

Fast SE görüntüler, klasik SE görüntülere benzer. Farklı olarak çok sayıda 180° refaze darbe kullanıldığı için yağ sinyali su sinyaline yaklaşır (yağ protonlarının birbirlerini etkilemeleri azalır, yağ doku T2 hiperintens gözü-

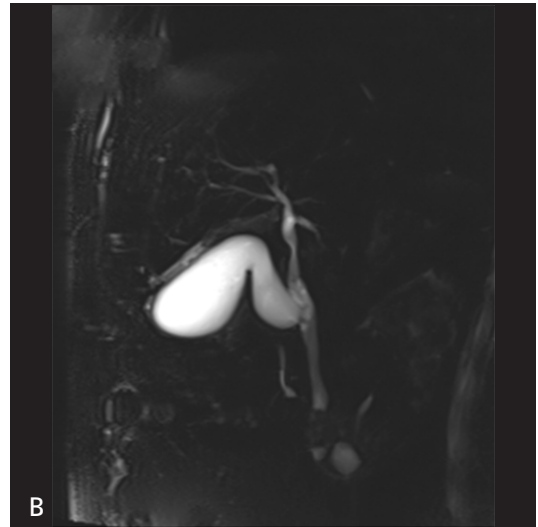
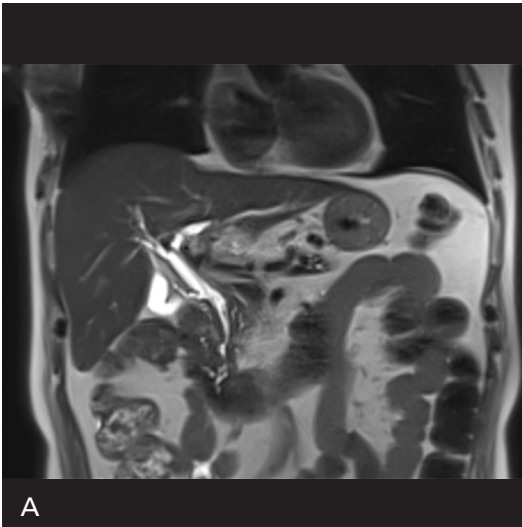
kür), yine manyetik alan duyarlılığı azalmıştır. Bu özellik metalik protezli hastalarda artefaktları azaltarak işimize yarar. Ancak mikrohemorajileri atlama riski taşır. Yine de tarama süresinin belirgin kısalması, T2 ağırlığının artması gibi avantajları nedeniyle klasik T2 ve PD ağırlıklı SE sekansların yerini almıştır [5]. Tarama süresinin belirgin kısalması; yüksek rezolüsyon matrisi, yüksek NEX kullanımı ve 3 boyutlu görüntüleme gibi avantajlar sağlamıştır.

Ultra hızlı SE sekanslarında, tek bir TR süresince tüm k alanı bir kerede doldurulacak kadar ETL yüksektir. Burada k alanı yarıdan biraz fazla doldurulur. Kalan kısım parsiyel Fourier dönüşümü ile k alanının simetri özelliğinden yararlanarak tamamlanır. Bir 90°'lik RF sonrası, faz kodlama basmaklarını yarıdan biraz fazlasını dolduracak kadar 180°RF gönderilir, TR süresi buna izin verecek kadar uzun seçilir [9]. Bu sekans; GE'de SS-FSE (Single-Shot Fast Spin Eko), Siemens'de HASTE-Half Fourier Single Shot Turbo Eko, Philips'de UFSE (Ultra Fast SE), Toshiba'da FASE (Fast Advanced SE, DIET, Hitachi'de FSE-ADA (FSE Asymmetric Data Allocation with half scan) olarak adlandırılır. Bilier sistem gibi sıvı dolu yapıların gösterilmesinde, MRCP'de (Manyetik Rezonans Kolanjio Pankreatografi) bu sekans kullanılır (**Resim 1**). MR ürografi, MR enterografi, fetal MRG diğer kullanıldığı alanlardır.

Tablo 3: Fast (Turbo) SE Sekansların TR, Efektif TE ve ETL Değerleri

	TR (ms)	Efektif TE	ETL
T1 AG FSE	300-700	Minimum	2-8
T2 AG FSE	3000-10000	80-140	12-30
PD FSE	3000-10000	Minimum	2-8

SE: Spin Echo; FSE: Fast Spin Echo; TR: repetition time; TE: echo time; PD: proton density; ms: milisaniye; ETL: echo train length.



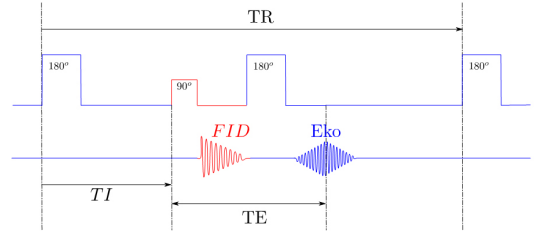
Resim 1. A, B. Ultra Hızlı SE sekansı: (A) HASTE ve (B) SS-FSE sekansları. Bu sekansta, tek bir TR süresince, ETL k alanı yarıdan biraz fazla dolduracak şekilde ayarlanır.

En büyük avantajı çok hızlı olmasıdır. Sinyalin düşük olması, uzaysal rezolüsyon kaybı, faz kodlama yönünde bulanıklık, ağır T2 nedeniyle kısıtlı kullanım gibi dezavantajları vardır.

3 Boyutlu FSE sekansları, 3D multivoksel kullanımı ile izotropik volümetrik bilgi sağlar. Görüntü izotropik oluşturulduğu için herhangi bir düzlemde tekrar oluşturulabilir. Bu kullanımı ve ince kesit avantajı, kranial, temporal, MRCP ve ayak bileği görüntülemeye avantaj dönüşür. Üç boyutlu T1, T2 ağırlıklı, PD ve FLAIR görüntüler oluşturulabilir. Ticari isimleri: CUBE- kısaltma değil (GE), SPACE (Siemens)-Sampling Perfection with Application optimized Contrasts using different flip angle Evolution, VISTA (Phillips)-Volume Istropic TSE Acquisition, 3D MVOX (Toshiba)- 3D Multivoxel, isoFSE (Hitachi). Parsiyal Fourier ile k alanı doldurulur. ETL 100-200 gibi yüksektir.

Inversion Recovery (IR) Sekansları

IR sekansı, 90° RF darbesi öncesinde, 180°'lik bir RF darbesi ile başlar. Bu iki RF dalgası arasındaki süre TI'dır (Inversion Time). Manyetik alan vektörüne paralel, ama ters yönde bir vektör oluşur. RF darbesi kesilince tekrar eski konumuna dönmeye çalışır. Farklı dokular farklı hızda eski konumuna döner, bu arada sıfır noktasından geçer. Tam bu sırada 90° eksitasyon RF darbesi gönderirsek bu dokunun longitudinal vektörü sıfır olduğundan transvers manyetizasyon oluşmayacak ve bu dokudan sinyal alınamıyacaktır [5]. IR sekansları yağ dokuyu silmede kullanıldığında TI kısadır (STIR TI 160-180ms), BOS sinyalini silmede kullanıldığında TI uzundur (FLAIR TI 1700-2200 ms). TI süresi sekansın ağırlığını belirler. Fast SE ile kombine edilerek turbo faktör ile sekans süresi kısaltılır. Bu sekansta TR süresi diğer SE'dan farklı olarak inverting 180° RF darbeleri arasındaki süredir. Bu nedenle çok uzundur ve T1 kontrastını kontrol edemez. TE zamanı ise diğer SE sekansları ile aynı olup T2 ağırlığını kontrol eder. IR sekanslarda TE süresi, 90° RF ile sinyal kaydı arasındaki süredir (Şekil 6). IR sekansı aslında 180° RF darbesi sonrası gelen bir

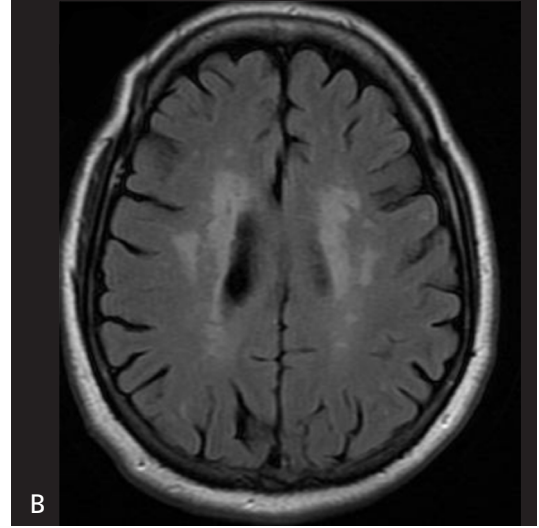
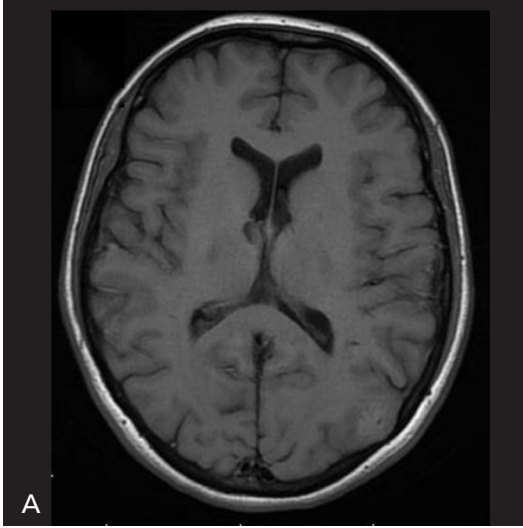


Şekil 6. IR diyagramı: 180° RF dalgası ile başlayan SE sinyali. 180° RF dalgası dokudan kaynaklanan vektörü ters çevirir (inverting RF). TI süresi 180° RF dalgası ile 90° RF dalgası arasındaki süredir. TR süresi diğer SE sekanslarından farklı olarak 180° RF dalgaları arasındaki süredir. TE süresi diğer SE sekansları ile aynıdır.

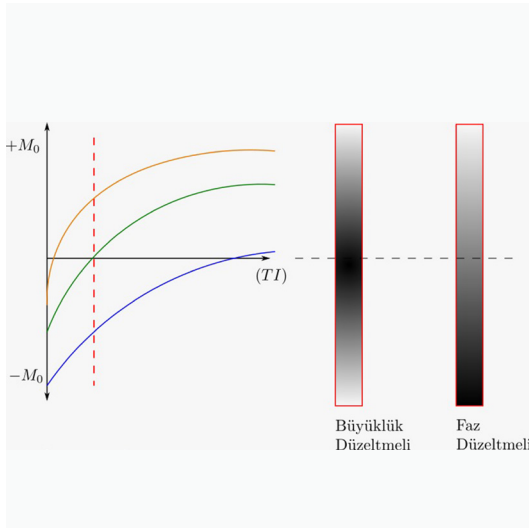
SE dizisidir. Zamanlama parametreleri TI, TR ve TE'dir. FLAIR sekansı, T1 veya T2 ağırlıklı olarak alınabilir. TI, TE, TR uzun olduğunda T2 FLAIR, kısa olduğunda ise T1 FLAIR görüntüler elde ederiz (Resim 2). T1 FLAIR görüntüler T1 SE görüntülerden çok anlamlı farklılık sağlamadığı ve az da olsa sekans süresini uzattığı için pratikte çok tercih edilmemektedir. Ancak T2 FLAIR, BOS sinyalini baskılayarak periventricüler ve kortikal alanın değerlendirilmesini kolaylaştıran, temel beyin MR sekansıdır.

IR sekansları, MRG'nin ilk yıllarından itibaren yaygın olarak kullanılmaktadır. Günümüzde IR-FSE sekansları nöroradyoloji ve kardiyak incelemelerde, sağladıkları mükemmel görüntü kontrastı ile tercih edilmektedir [10].

IR sekansların en önemli avantajı, seçici olarak doku baskılamanın mümkün olmasıdır. Çoğu doku için, longitudinal vektörün sıfır olduğu nokta (null point), $TI=0,69 \times T1$ seçildiğinde görülür. Bir başka avantajı, dokunun T1 özelliklerinde SE'den daha iyi bir kontrast sağlamasıdır. Bu özelliği 180° ters çevirme darbesi nedeniyle, dokuların daha geniş bir dinamik aralıkta longitudinal relaksasyon yapması nedeniyle. Bir başka özelliği kısa-orta TI değerlerinde



Resim 2. A, B. T1 FLAIR ve T2 FLAIR sekansları. (A) T1 FLAIR, TR: 1843, eff TE: 19,6, T1: 760 (B) T2 FLAIR, TR: 8002, eff TE: 98, T1: 2000.



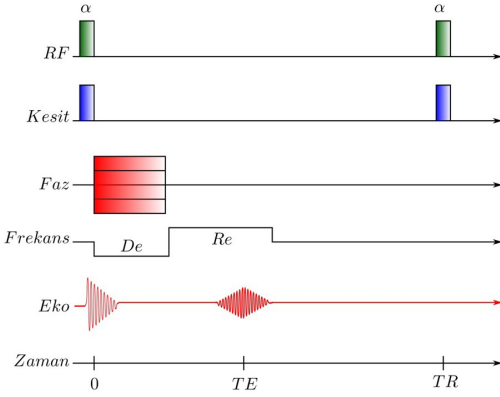
Sekil 7. IR sekansta Büyüklik düzeltmeli (Magnitud) ve Faz düzeltmeli rekonstrüksiyon algoritmaları. Magnitud rekonstrüksiyon genel uygulamadır. Manyetik alan vektörünün yönünden bağımsız olarak büyüklüğü ile ilişkili gri tonu atanır. Faz düzeltmeli rekonstrüksiyonda (PSIR) manyetik alan vektörünün yönü önemlidir. IR sekansta üç farklı dokudaki (mavi: BOS, yeşil: serebral beyaz cevher, sarı: yağ doku) longitudinal relaksasyon farklılıklarının ne kadar belirgin olduğu görülmektedir. Bu çizimde T1 serebral beyaz cevheri baskılayacak şekilde ayarlanmıştır (null point).

(STIR) T1 ve T2 zamanı uzun olan dokuları (tümör, enfeksiyon gibi serbest sıvı içeriği artmış olan dokuları) öne çıkarması, yani patolojinin daha parlak görülmesini sağlamasıdır.

IR sekansların dezavantajları, uzun tarama süreleri, akıma bağlı artefaktlarda artış, 180° RF pulsu eklenmesi nedeniyle yüksek SAR (özellik soğrulma oranı) değeridir.

IR rekonstrüksiyon, Magnitud (Büyüklik düzeltmeli) ve Faz düzeltmeli Rekonstrüksiyon olarak iki yolla yapılabilir [5]. Magnitud rekonstrüksiyonda arka plan siyahtır, sinyal sıfır çizgisinden uzaklaştıkça, pozitif veya negatif yönde olursa da farketmez parlaklaşır. Bir başka deyişle, T1 zamanındaki manyetizasyonu, z eksenı boyunca eşit, fakat zıt yönde olan iki doku aynı gri ton ile kodlanacak ve ayırtedilemeyecektir. SE ve IR sekanslarda rekonstrüksiyon klasik olarak böyledir. Faz düzeltmeli IR rekonstrüksiyonda (PSIR-Phase Sensitive Inversion Recovery) ise arka plan gridir. Bu rekonstrüksiyonda negatif ve pozitif manyetizasyona göre görüntü oluşturulur. Manyetizasyon vektörü negatif uçta olan dokular, daha koyu gri tonlar ile kodlanır (Şekil 7). PSIR myokardın görüntülenmesinde güvenle kullanılan bir yöntemdir. PSIR ayrıca yüksek anatomik detay nedeniyle, beyinde epilepsi protokolünde de yer alır.

Double Inversion Recovery (DIR) sekansında, iki ayrı dokunun baskılanması planlanarak, başlangıçta iki adet 180° ters darbe uygulanır. Daha çok beyinde MS plaklarının görünürlüğünü arttırmak için BOS ve beyaz cevher baskılamasında kullanılır. Kardiyak görüntüleme-

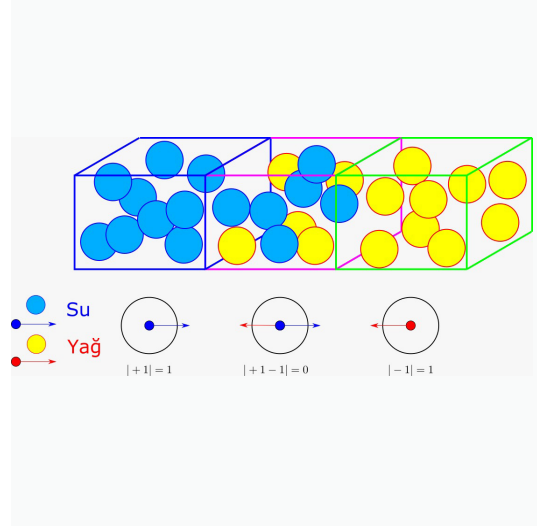


Şekil 8. GE zamanlama diyagramı: 1.satır 90° den küçük RF dalgası, 2. satır RF ile birlikte çalıştırılan kesit belirleme gradienti, 3. satır faz kodlama gradientinin zamanlaması, 4. satır defaz ve refaz gradientlerinin çalıştırılması, 5. satır sinyal kaydı.

de ‘kara kan DIR tekniği’ daha farklı olarak, aslında sadece kanın baskılmasında kullanılır. Birbirine çok yakın uygulanan iki 180° ters darbesi ile sabit dokuların sinyali korunurken akan kanın sinyali baskılanır [11]. Yine perikardiyal yağı baskılamak için üçüncü bir 180° ters darbe kullanılabilir (TIR-Triple Inversion Recovery).

GRADIENT EKO

Gradient Eko sekanslar, 90°’den küçük bir tek RF dalgası kullanarak ve zıt yönde çalışan gradientler aracılığıyla, protonları defaz ve arkasından refaz ederek elde edilen, hızlı sekanslardır (Şekil 8). 90°’den küçük RF darbesi nedeniyle longitudinal manyetizasyon (LM), daha çabuk geri dönecek, TR süresi belirgin kısılacaktır. Yine bizim kontrolümüzde, protonların önce defaz, sonra refaz edilmesi faz farkını daha erken ortaya çıkaracaktır. Oluşan sinyal T2* (FID) sinyalidir. 180° RF sinyalinin olmaması, TE süresini de belirgin düşürecektir. Ancak 180° RF dalgası kullanılmadığı için ortamın manyetik alan inhomojenitesi etkili olacaktır. Bu nedenle bu sekanslar, manyetik alan

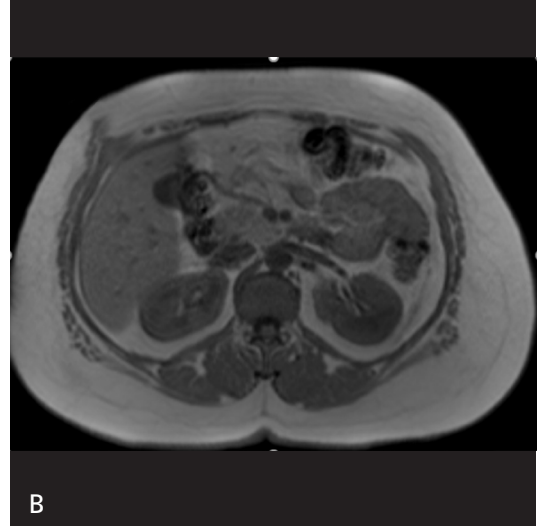
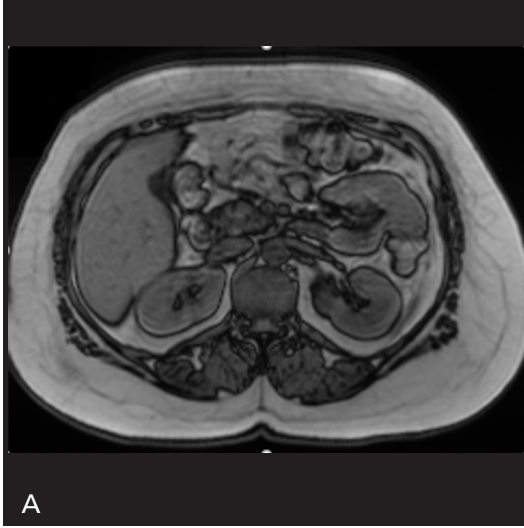


Şekil 9. Gradient ekoda faz dışı ve faz içi değerlendirme. Aynı voksellede yağ ve su protonları birlikte bulunuyorsa, bu vokselledeki yağ protonları su protonlarına göre daha yavaş salınacak ve belirli periyotlarda karşı faza gelip sinyalin baskılanmasına neden olacaktır.

heterojenitesine aşırı duyarlı, manyetik duyarlılık artefaktlarının belirgin olduğu sekanslardır [2]. Bu özellikleri nedeniyle, küçük kan ve kan yıkım ürünlerinin saptanmasında değerlidirler. Hızlı olmaları 3D incelemeye olanak sağlar. Aynı şekilde akıma duyarlı sekanslardır. MR anjiyografik incelemeler GE sekansları ile yapılır. Kontrastlı incelemeler, nefes tutmalı sekanslar, yüksek rezolüsyonlu 3D görüntüleme, kartilaj ve servikal disk değerlendirme diğer kullanım alanlarıdır.

GE sekansları, duyarlılık ve kimyasal kayma artefaktlarının çok etkili olduğu sekanslardır. GE’nin yaygın kullanıldığı alanlardan biri de tek bir RF kullanarak iki ayrı TE değerinde faz-dışı ve faz-içi görüntüler elde etmektir (Şekil 9). Hint mürekkebi veya siyah çizgi artefaktı dediğimiz faz-dışı görüntülerde; su ve yağ aynı vokselle içinde yer alıyorsa, belirli TE süresinde ters fazda olacak ve birbirlerini silecek (siyah gözükecek) veya aynı fazda olacak ve birlikte sinyalleri daha parlak olacaktır (Resim 3) [12].

Gradient Eko’da görüntünün T1, T2* ve PD ağırlığı; spin ekodaki gibi TR ve TE parametrelerine ve GE sekanslarda karşımıza çıkan, uyarı-



Resim 3. A, B. Siyah çizgi artefaktı: (A) Faz dışı GE TE: 2,2 (B) Faz içi GE, TE: 4,4, su ve yağ ara yüzeylerinde, aynı vokselle içerisinde bulunan yağ ve su protonları, ‘Siyah Çizgi Artefaktı’ oluşturmaktadır.

cı RF’nin açısına (FA-Flip Angle) göre değişir. Bildiğimiz gibi kısa TR, T1 ağırlığından sorumludur. GE’de ise TR ve FA kombinasyonuna göre T1 ağırlığı değişir. TR kısa ve FA genişse, TR süresince longitudinal manyetizasyon tamamlanamaz ve görüntünün T1 ağırlığı maksimum olur. Bunun anlamı şudur; farklı dokuların longitudinal manyetizasyonu henüz tamamlanmamış ve farklı aşamalarda olduğu için, aralarındaki fark daha belirgindir. Dokuların T1 zamanı ile TR ve FA arasında logaritmik bir ilişki (Ernst açısı) vardır. İyi bir T1 ağırlığı sağlamak için FA’nın optimal değerde olması gereklidir [4].

GE sekanslarda TR ve TE süreleri, SE’deki ne göre belirgin azalmıştır. Kısa TR <50 ms, uzun TR >100 ms’dir. Aynı şekilde kısa TE 5-10 ms iken, uzun TE 15-25 ms’dir. Geniş RF açısı (FA): 70°-110°, orta FA: 30-45°, T2* ve PD ağırlıklı GE’de kullanılan dar FA: 5°-20°’dir. Kontrast T1 veya T2* ağırlığına göre değişir, çoğunlukla sekansta hem bir miktar T1 hem de bir miktar T2* ve PD ağırlığı vardır.

GE sekanslarında, kısa TR değerleri o kadar küçüktür ki bir sonraki uyarıcı RF dalgası geldiğinde, dokuların longitudinal ve transvers relaksasyonları tamamlanmamıştır. Buna ‘steady state’ denge durumu denir. Burada görüntü ağırlığında, dokuların T1 ve T2 farklılıkları değil, T2/T1 zamanlarının oranları önemlidir. Eğer dokunun T1 ve T2 zamanları benzerse

yüksek sinyalli, farklıysa düşük sinyalli görülecektir. Su ve yağ dokusu böyledir. Suyun T1 ve T2 zamanı uzun, yağ dokusunun ise T1 ve T2 zamanı kısadır. Her ikisi de ‘steady state’ (kısa TR) durumunda yüksek sinyallidir.

Hızlı GE sekanslarda TR süresi, dokunun T2 zamanından daha küçük olduğundan ortamda daima rezidü bir transvers manyetizasyon vardır. Bu her 2 RF darbesi sonrasında refaze gradientleri ile etkilenecek, T2 spin eko sinyali oluşturur. Bir sonraki RF darbesi hemen öncesinde ortaya çıkan bu sinyale ‘stimulated eko’ denir. İşte bu sinyalin görüntüleme ağırlığında kullanılıp kullanılmamasına göre Steady State GE sekansları değişir [13].

Steady State GE sekanslarında, ortamdaki transvers manyetizasyon bozularak T2 etkisinden arındırılmış, hızlı T1 ağırlıklı sekanslar (Spoiled GE) elde edilebilir. Transvers manyetizasyonun korunduğu sekanslar (Coherent GE) ise örnekleme yapılan sinyal kısmına göre SS-FP-FID, SSFP-T2 ve Dengeli (Balanced) GE sekansları olarak üçe ayrılır. Tablo 4’te bu sekansların özellikleri ve ticari isimleri yer almaktadır.

Spoiled (incoherent) GE; ortamdaki transvers manyetizasyon bozularak, hızlı T1 ağırlıklı GE sekanslar elde edilir. TR süresi T2’den uzun tutularak veya bozucu RF kullanarak iki biçimde stimulated eko ortadan kaldırılabilir, sinyal sadece FID kısmından (T2* sinyali)

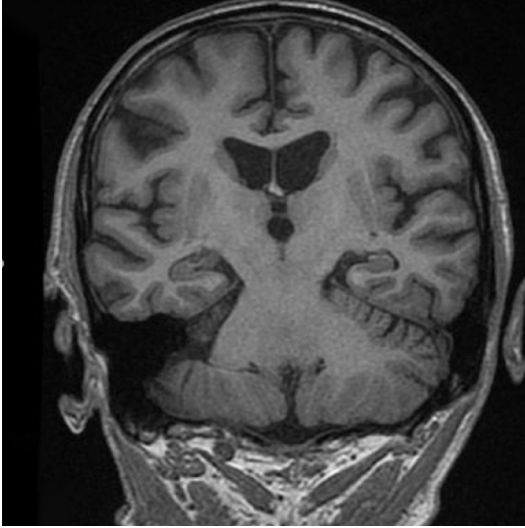
Tablo 4: Steady State GE Sekansları

Sekanslar	Rezidü transvers manyetizasyon	FID	Stimuleted Eko	Görüntü Ağırlığı	Ticari İsimler GE Siemens Phillips Hitachi Toshiba
Spoiled (Incoherent) GE	Bozulur	+	-	T1 AG	SPGR FLASH T1-FFE RF Spoiled FE Fast FE
Coherent GE SSFP-FID	Korunur	+	-	T2*	GRASS FISP FFE SARGE SSFP
Coherent GE SSFP-T2	Korunur	-	+	T2	CE-GRASS PSIF T2-FFE TRSG SSFP
Coherent GE Balanced	Korunur	+	+	T1/T2	FIESTA, FIESTA-C TrueFISP, CISS Balanced FFE BASG True SSFP

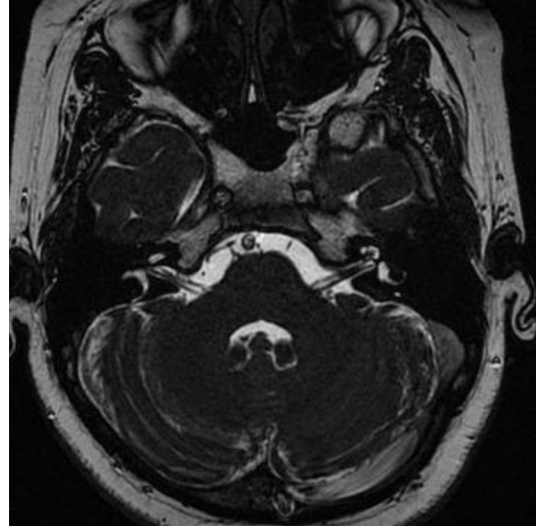
SPGR: Spoiled GE; FLASH: Fast Low Angle Shot; T1-FFE: T1-weighted Fast Field Echo; RF Spoiled FE: RF Spoiled Field Echo; Fast FE: Fast Field Echo; GRASS: Gradient-Recalled Acquisition in the Steady State; FISP: Fast Imaging with Steady State Precession; FFE: Fast Field Echo; SARGE: Steady Acquisition Rewound Gradient Echo; SSFP: Steady State Free Precession; CE-GRASS: Contrast Enhanced GRASS; PSIF: FISP; T2-FFE: T2 Weighted Fast Field Echo; TRSG: Time Resolved SARGE; SSFP: Steady State Free Precession; FIESTA: Free Induction Echo Stimulated Acquisition; TrueFISP: True Fast Imaging with Steady State Precession; CISS: Constructive Interference in Steady State; Balanced FFE: Balanced Fast Field Echo; BASG: Balanced SARGE.

elde edilir. Rezidü transvers manyetizasyon bu sekansta kullanılmadığı için sıvılar düşük sinyallidir (Resim 4). Bu sekanslar, kontrastlı incelemelerde ve dinamik değerlendirmelerde kullanılır. Bu sekansların ultra hızlı 2D ve 3D formları geliştirilmiştir. T1 kontrastı için öncesinde 180° RF manyetizasyona hazırlık darbesi gönderilir. 3D formları kranial incelemelerde opaksız ve opaklı üç boyutlu hacimsel bilgi vermektedir. Kontrastlı dinamik abdomen incelemelerinde, 3 boyutlu ultra hızlı spoiled GE varyantları rutinde kullanılmaktadır. Tablo 5'te ultra hızlı 2D ve 3D GE sekansları ve firmalara göre ticari isimleri verilmiştir.

Spoiled GE'de görüntü, TR, TE, FA parametrelerine bağlı olduğu gibi, dokuların T1, T2*, PD gibi iç özelliklerine de bağlıdır. Spoiled GE için şunları söyleyebiliriz: T1 ağırlıklı hızlı görüntü elde etmek için Spoiled GE kullanırız. Ancak uygun ayarlamalar ile PD ve T2* ağırlığı da sağlanabilir. Görüntüde her zaman bir PD etkisi olacaktır. T2* ağırlığını TE süresi belirleyecektir. TE kısa seçilirse T2* etkisi azalacaktır. FA'nın hem T1 ağırlığı hem de T2* ağırlığı üzerinde etkisi vardır. Dar açı ile dokuların T1 farklılıkları tam oluşmayacağı için T2* etkisi belirgin olacaktır. T1 ağırlığı için ise, FA'nın 30-50°, TR'nin ve TE'nin kısa olması gereklidir (TR: 5-10ms, TE: 2-5ms).



Resim 4. Spoiled Ultrafast GE, 3D FSPGR sekansı, TR: 11,4, TE: 5, TI: 450, FA: 20, kesit kalınlığı 2.



Resim 5. Dengeli GE, 3D FIESTA sekansı, TR: 4,5, TE: 1,4, FA: 65, kesit kalınlığı 1,4.

Coherent GE; bu sekanslarda ‘steady state’ durumu nedeniyle, ortamda hem longitudinal hem de transvers manyetizasyon vardır. Coherent GE sekansları, sinyalin hangi kısmından alındığına bağlı olarak üç ayrı biçimde olabilir. Sadece T2* veya stimulated echo sinyalde toplanır veya Balanced GE sekansında olduğu gibi her iki sinyal de birlikte kullanılır.

Sinyal RF uyarıcı darbe hemen sonrası toplanırsa T2* sinylidir. Bu nedenle manyetik alan inhomojenitesine ve hareket- akıma çok duyarlıdır. Kalsifikasyon-kanama gibi manyetik alan homojenitesini etkileyen durumlarda önemlidir.

Steady State GE sekanslarında, sadece ‘stimulated echo’ kısmının kullanıldığı, T2 ağırlıklı olan sekansların, klinik kullanımı sınırlıdır. Bu sekanslar hareket artefaktlarından çok etkilendiği için efektif değildir.

Coherent GE’de Stimulated Echo’nun bulunduğu diğer sekans, Balanced GE’dir (Dengeli GE). Burada transvers manyetizasyonun T2 etkisinden de yararlanır. Hem T2*(FID), hem de T2 (stimulated echo) sinyali kullanıldığı için kontrastı yüksek bir sekansdır (Resim 5). T2/T1 oranına göre kan ve BOS gibi sıvılar yüksek sinyalli izlenir [14]. Avantajları, SNR ve kontrastın yüksek olması, akıma duyarlılığın az olmasıdır. Temporal kemik MRG’de, Sisternografi, Urografi, Enterografi gibi T2 ağırlıklı önemli olduğu durumlarda ve kalp

kası ile kanın kontrastını iyi sağladığı için kardiyak değerlendirmede kullanılır. Fetal MRG diğer bir kullanım alanıdır.

Şekil 10’da, Steady State GE sekanslarının sinyal elde edilen kısımları gösterilmiştir. RF dalgası sonrası FID sinyali örneklenirse T2*ağırlıklı, RF dalgası öncesi ‘stimulated echo’ örneklenirse T2 ağırlıklı, her ikisi de birden kullanılırsa Dengeli GE sekanslar elde edilir.

GRADIENT EKO İLE SPİN EKO SEKANSLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

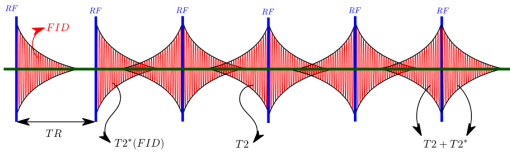
GE, 90°’den küçük tek bir RF darbesi ile, SE ise 90° ve 180°’lik iki RF darbesi kombinasyonları ile oluşur. GE’de protonlar ters yönde gradientler çalıştırılarak önce defaze, sonra refaze edilirken, SE’de 180° lik RF darbeleri ile protonlar refaze edilir. GE’de manyetik alan duyarlılıkları çok etkilidir, SE’de ise 180°’lik RF darbesi kullanıldığı için manyetik alan heterojenitesi görüntüyü etkilemez. GE’de longitudinal relaksasyonun kısa olması, kısa TR süresini, 180°’lik RF darbesinin olmaması kısa TE süresine olanak verir ve SE’ye göre çok hızlı sekanslardır.

Kimyasal kayma artefaktı SE ve GE’de farklıdır. SE’de frekans kodlama yönünde izlenirken, GE’de tüm yağ ve su ara yüzeylerin-

Tablo 5: 2D ve 3D Ultra Hızlı Gradient Eko Sekansları ve Ticari İsimleri

	GE	Siemens	Philips	Hitachi	Toshiba
2D Ultra Hızlı GE	FGRE FSPGR	TurboFLASH	TFE	RGE	Fast FE
3D Ultra Hızlı GE	BRAVO	MP-RAGE	3D TFE	MP-RAGE	3D FastFE
Volume interpolated 3D	LAVA	VIBE	THRIVE	TIGRE	Quick3D

GE: General Electric; GE: gradient echo; FGRE: Fast Gradient Echo; FSPGR: Fast Spoiled Gradient echo; TurboFLASH: Turbo Fast Low Angle Shot; TFE: Turbo Field Echo; RGE: Rapid Gradient Echo; FE: Field Echo; BRAVO: Brain Volume Imaging; MP-RAGE: Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo; LAVA: Liver Acquisition with Volume Acceleration; VIBE: Volumetric Interpolated Breath-hold Examination; THRIVE: T1-weighted High Resolution Isotropic Volume Examination; TIGRE: T1-weighted Gradient Echo.



Sekil 10. FID ve Stimulated Eko. TR süresi T_2 süresinden küçük olduğunda, longitudinal ve transvers relaksasyon tamamlanmamıştır. Manyetik alan vektörünün longitudinal ve transvers komponenti vardır. Buna SSFP (Steady State Free Precession) 'denge durumu serbest salınım' denir. İki RF darbesinden sonra stimulated eko (T_2) oluşur. Steady State GE'da sadece FID sinyali kullanılırsa spoiled GE, FID ve stimulated eko birlikte örneklenirse dengeli GE (Balanced GE) sekansları elde edilir. Sadece stimulated eko'nun kullanıldığı sekanslar pratikte çok kullanılmamaktadır.

de (siyah çizgi artefaktı) izlenir. Bu şu anlama gelir: Yağ ve su protonları aralarında çok az fark olsa da farklı frekansta salınır. SE'de bu fark, frekans kodlama yönünde kaymaya neden olur yani su ve yağ protonları yanlış olarak komşu piksele kodlanır. GE'de ise şöyle

açıklanabilir: Su ve yağ protonları bir RF darbesi siklusu içerisinde aynı faz içersine girer ve çıkarlar. Manyetik alan gücü doğrultusunda biz bu zamanları biliriz. Örneğin 1,5 T sistemlerde 2,2 msn ve katlarında görüntü alırsak faz dışı, faz içi görüntüleri oluşturabiliriz. Bu şekilde GE'de de iki ayrı TE değeri ile Dual GE görüntüsü elde edebiliriz. Bu görüntüler, adrenal adenomların ayırımında, karaciğer yağlanması, mikroskopik ve makroskopik yağ içeren kitlelerin tanısında çok kullanılan incelemelerdir [5].

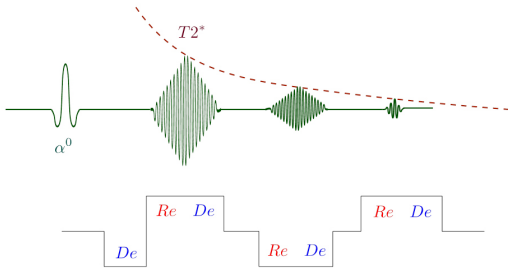
Çoklu Gradient Eko Sekansları

Bir RF siklusu sırasında ortamda sürekli transvers manyetizasyonun olmasından faydalanarak, refaze ve defaze gradientlerini açıp kapatarak 2-3 sinyal kaydedebiliriz (Şekil 11). Bu durum en basit olarak faz içi ve faz dışı görüntülerin elde edilmesinde kullanılır. Ancak bu sinyaller, ayrı ayrı görüntülemek yerine, tek bir görüntü oluşturmak için birlikte kullanılabilir. Bu şekilde BOS akım artefaktlarının ortadan kaldırıldığı, spinal kanalın iyi değerlendirildiği ve kas iskelet sisteminde de kullanılan, çoklu spoiled GE sekansları geliştirilmiştir. Bu sekanslarda, T_2^* sınırlaması ile 3-5 sinyal kaydedilir, farklı bir algoritma ile birleştirilerek tek bir görüntü oluşturulur (Resim 6). Çoklu spoiled GE sekansları, firmalara göre isimlendirilmesi Tablo 6'da belirtilmiştir.

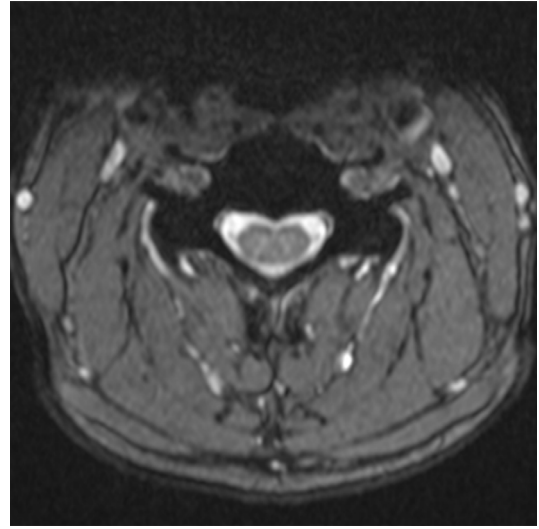
Tablo 6: Çoklu GE Sekansların Firmalara Göre Ticari İsimleri

	GE	Siemens	Philips	Hitachi	Toshiba
Çoklu GE	MERGE	MEDİC DESS	mFFE	ADAGE	-

MERGE: Multiple Echo Recombined Gradient Echo Fast Field Echo; MEDİC: Multi-Echo Data Image Combination; mFFE: Merged Fast Field Echo; ADAGE: Additive Arrangement Gradient Echo.



Şekil 11. Çoklu GE sinyali, FID sinyali ile defaze ve refaze gradientleri kullanarak 2 veya 3 sinyal elde edilebilir. Bu sinyaller ayrı ayrı (faz içi ve faz dışı görüntüleme) veya birlikte görüntü oluşumunda kullanılabilir.



Resim 6. Çoklu GE sekans: MEDIC sekansı.

Cem Bilaloğlu'na, çok değerli katkısı için teşekkürlerimi sunarım.

HİBRİD SEKANSLAR

Hibrid sekanslar, GE ve SE'nin birlikte kullanıldığı sekanslardır. Firmalara göre isimleri: GRASE (GE ve Phillips), Turbo GSE (Siemens), Hybrid EPI'dir (Toshiba). Hibrid sekansların amacı, GE'nin kalsifikasyon ve kanamaya olan duyarlılığını SE görüntülere eklemektir. Böylelikle T2 ve T2* etkisi birleştirilir. Hibrid sekanslarda teknik olarak, bir 90° RF ve takip eden, sekiz adet 180° RF'den oluşan bir FSE sekansı vardır. Bu sekiz adet sinyalin her birinde, frekans gradienti zıt yönlerde 3 kez hızla değiştirilerek, 24 adet sinyal elde edilir. Bu sinyaller ne SE, ne de GE sinyalidir. Her ikisinin özelliğini taşıyan ara bir MR sinyalidir [15].

Teşekkür: Şekilleri çizen, ODTÜ Makine Mühendisliği Bölümü Araştırma Görevlisi,

Kaynaklar

- [1]. Westbrook C, Talbot J. MRI in practise. 5th edition. New York, NY: John Wiley & Sons Ltd; 2019.
- [2]. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. MRI from Picture to proton. 3rd edition. Cambridge: Cambridge University Press; 2017. [Crossref]
- [3]. Hornak JP. The basic of MRI. Available from: <https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>.
- [4]. Gelal F. Radyoloji fiziği. 1. baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi; 2020.
- [5]. Elster AD. Pulse sequences, questions and answers in MRI. Available from: <http://mriquestions.com/hellippulse-sequences.html>.
- [6]. Feinberg DA, Mills CM, Posin JP, Ortendahl DA, Hylton NM, Crooks LE, et al. Multiple spin-echo magnetic resonance imaging. Radiology 1985; 155: 437-42. [Crossref]
- [7]. Mezrich R. A perspective on k-space. Radiology 1995; 195: 297-315. [Crossref]
- [8]. MR sequences. Fast spin echo. Imaios. Available from: <https://www.imaios.com/en/e-Courses/e-MRI/MRI-Sequences/Fast-Spin-Echo>.

- [9]. Patel MR, Klufas RA, Alberico RA, Edelman RR. Half-fourier acquisition single-shot turbo spin-echo (HASTE) MR: Comparison with fast spin-echo MR in diseases of the brain. *AJNR Am J Neuroradiol* 1997; 18: 1635-40.
- [10]. Bitar R, Leung G, Perng R, Tadros S, Moody AR, Sarrazin J, et al. MR pulse sequences: What every radiologist wants to know but is afraid to ask. *Radiographics* 2006; 26: 513-37. [\[Crossref\]](#)
- [11]. Murphy A, Abdrabou A. Double inversion recovery sequence. Available from: <https://radiopaedia.org/articles/double-inversion-recovery-sequence>.
- [12]. Outwater EK, Blasbalg R, Siegelman ES, Vala M. Detection of lipid in abdominal tissues with opposed-phase gradient-echo images at 1.5T: Techniques and diagnostic importance. *Radiographics* 1998; 18: 1465-80. [\[Crossref\]](#)
- [13]. Chavhan GB, Babyn PS, Jankharia BG, Cheng HLM, Shroff MM, et al. Steady-state MR imaging sequences: Physics, classification, and clinical applications. *Radiographics* 2008; 28: 1147-60. [\[Crossref\]](#)
- [14]. Hargreaves B. Rapid gradient-echo imaging. *J Mag Reson Imaging* 2012; 36: 1300-13. [\[Crossref\]](#)
- [15]. Chu ML, Chien CP, Wu WC, Chung HW. Gradient- and spin-echo (GRASE) MR imaging: A long-existing technology that may find wide applications in modern era. *Quant Imaging Med Surg* 2019; 9: 1477-84. [\[Crossref\]](#)

Manyetik Rezonans Görüntülemelerde Temel Sekanslar

Pınar Nercis Koşar

Sayfa 169

Spin Eko (SE) sekanslar, 2 adet RF darbesi (90° RF eksitasyon ve 180° RF refazing darbeleri) kullanarak, dokuların farklı T1 ve T2 zamanlarına göre veya daha farklı bir anlatımla, dokuların longitudinal ve transvers relaksasyon sürelerinin farklı olmasına göre seçilmiş TR ve TE değerleri ile şekillenmiştir. Spin Eko sekans ailesinde; Klasik SE, Dual SE veya Multi SE, Fast ya da Turbo SE, Inversion Recovery (IR) sekansları vardır.

Sayfa 172

Konvansiyonel SE sekansların; görüntü kalitesinin mükemmel olması, doku kontrastının en iyi biçimde ortaya konulması, gerçek T2 ağırlıklı görüntülerin elde edilmesi, bütün sistemlerde uygulanabilmesi gibi eşsiz avantajları vardır, ancak görüntü süresinin çok uzun olması gibi çok büyük bir dezavantajı da söz konusudur.

Sayfa 173

Fast SE görüntüler, klasik SE görüntülere benzer. Farklı olarak çok sayıda 180° refaze darbe kullanıldığı için yağ sinyali su sinyaline yaklaşıp (yağ protonlarının birbirlerini etkilemeleri azalır, yağ doku T2 hiperintens gözüktür), yine manyetik alan duyarlılığı azalmıştır. Bu özellik metalik protezli hastalarda artefaktları azaltarak işimize yarar. Ancak mikrohemorajileri atlama riski taşır. Yine de tarama süresinin belirgin kısalması, T2 ağırlığının artması gibi avantajları nedeniyle klasik T2 ve PD ağırlıklı SE sekansların yerini almıştır. Tarama süresinin belirgin kısalması; yüksek rezolüsyon matrisi, yüksek NEX kullanımı ve 3 boyutlu görüntüleme gibi avantajlar sağlamıştır.

Sayfa 174

IR sekansların en önemli avantajı, seçici olarak doku baskılamanın mümkün olmasıdır. Çoğu doku için, longitudinal vektörün sıfır olduğu nokta (null point), $TI=0,69 \times T1$ seçildiğinde görülür. Bir başka avantajı, dokunun T1 özelliklerinde SE'dan daha iyi bir kontrast sağlamasıdır. Bu özelliği 180° ters çevirme darbesi nedeniyle, dokuların daha geniş bir dinamik aralıkta longitudinal relaksasyon yapması nedeniyledir. Bir başka özelliği kısa-orta TI değerlerinde (STIR) T1 ve T2 zamanı uzun olan dokuları (tümör, enfeksiyon gibi serbest sıvı içeriği artmış olan dokuları) öne çıkarması, yani patolojinin daha parlak görülmesini sağlamasıdır.

Sayfa 176

GE sekansları, duyarlılık ve kimyasal kayma artefaktlarının çok etkili olduğu sekanslardır. GE'nun yaygın kullanıldığı alanlardan biri de tek bir RF kullanarak iki ayrı TE değerinde faz-dışı ve faz-ici görüntüler elde etmektir. Hint mürekkebi veya siyah çizgi artefaktı dediğimiz faz-dışı görüntülerde; su ve yağ aynı voksel içersinde yer alıyorsa, belirli TE süresinde ters fazda olacak ve birbirlerini silecek (siyah gözükecek) veya aynı fazda olacak ve birlikte sinyalleri daha parlak olacaktır.

Sayfa 177

GE sekanslarda TR ve TE süreleri, SE'dekine göre belirgin azalmıştır. Kısa TR <50 ms, uzun TR >100 ms'dir. Aynı şekilde kısa TE 5-10 ms iken, uzun TE 15-25 ms'dir. Geniş RF açısı (FA): 70° - 110° , orta FA: 30 - 45° , T2* ve PD ağırlıklı GE'da kullanılan dar FA: 5° - 20° 'dir. Kontrast T1 veya T2* ağırlığına göre değişir, çoğunlukla sekansta hem bir miktar T1 hem de bir miktar T2* ve PD ağırlığı vardır.

Sayfa 177

Hızlı GE sekanslarda TR süresi, dokunun T2 zamanından daha küçük olduğundan ortamda daima rezidü bir transvers manyetizasyon vardır. Bu her 2 RF darbesi sonrasında refaze gradientleri ile etkilenecek, T2 spin eko sinyali oluşturur. Bir sonraki RF darbesi hemen öncesinde ortaya çıkan bu sinyale 'stimulated eko' denir. İşte bu sinyalin görüntüleme ağırlığında kullanılıp kullanılmamasına göre Steady State GE sekansları değişir.

Manyetik Rezonans Görüntülemede Temel Sekanslar

Pınar Nercis Koşar

- Spin Eko sekanslarda kullanılan 90° RF dalgası uygulanmasından sonra aşağıdakilerden hangisi gerçekleşmiş olamaz?
 - Longitudinal manyetizasyon yoktur.
 - Transvers manyetizasyon maksimumdur.
 - Oluşan sinyal $T2^*$ sinyalidir.
 - 90° RF dalgası uygulanmasından TR süresi sonra sinyal kaydı başlar
 - Protonlarda oluşan faz uyumu hızla bozulmaya başlar.
- Spin Eko sekanslarda kullanılan 180° RF dalgasının amacı aşağıdakilerden hangisi değildir?
 - Manyetik alan vektörünün şiddetini azaltmak.
 - Manyetik alan vektörünün yönünü tersine çevirmek.
 - Manyetik alan heterojenitelerinin etkisini azaltmak.
 - Manyetik alan içersinde azalan transvers manyetizasyonun tekrar restorasyonunu sağlamak.
 - Sinyal kaydı sırasında protonların faz uyumunu sağlamak.
- Spin eko sekanslarda aşağıdaki faktörlerden hangisi, sekans süresini azaltmaya yardım eder?
 - ETL'nin azalması
 - Faz kodlama basamaklarının arttırılması
 - Frekans kodlama basamaklarının azaltılması
 - K alanının simetri özelliği
 - Kesit kalınlığının arttırılması
- Gradient Eko sekansların özelliklerine göre aşağıdakilerden hangisini söyleyemeyiz?
 - Sekans parametreleri TR, TE ve sapma açısı değeridir.
 - 180° RF dalgasının yerine refaze ve defaze gradientleri kullanılır.
 - 2 RF darbesi sonrasında Spin Eko sinyali oluşur.
 - Denge durumu GE sekanslarında TR süresi $T2$ süresinden uzundur.
 - Denge durumu GE sekanslarında, sekansın ağırlığı, örnekleme yapılan sinyal kısmına göre değişir.
- Gradient Ekoda görüntü ağırlığının belirlenmesinde aşağıdaki saptamalardan hangisi yanlıştır?
 - Uzun TR, kısa TE ve küçük sapma açısı ile PD ağırlıklı görüntüler elde edilir.
 - Uzun TR, uzun TE ve büyük sapma açısı ile $T2$ ağırlığı elde edilir.
 - Ultra hızlı GE sekanslarda $T1$ ağırlığı için sapma açısı azaltılır.
 - Kısa TR'de $T2^*$ sinyali ile, ultra hızlı $T1$ ağırlıklı görüntüler elde edilerek 3D görüntüler ve dinamik değerlendirmeler yapılır.
 - Kısa TR'de $T2^*$ ve $T2$ sinyali birlikte örneklenerek $T2$ ve $T1$ ağırlığının birbirini arttırdığı yüksek kontrastlı görüntüler elde edilir.