

Görüntü Optimizasyonu ve Hızlı Görüntüleme Teknikleri

Murat Uçar , Mahinur Cerit 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Görüntü optimizasyonu için temel parametreler
- Hızlı görüntüleme teknikleri
- Çözünürlük
- Paralel görüntüleme teknikleri
- Compressed sensing

Uçar M, Cerit M. Görüntü Optimizasyonu ve Hızlı Görüntüleme Teknikleri. Trd Sem 2020; 8: 200-213.

GİRİŞ

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) kullanımı geçmiş olduğumuz son birkaç on yılda giderek artmış ve büyük olasılıkla yakın vadede katlanarak artmaya devam edecektir; bu nedenle, modalitenin fiziksel temellerinin anlaşılması son derece önemlidir. Kaliteli ve hızlı bir görüntü elde etmek için görüntüleme parametrelerinin optimizasyonu sağlanmalı ve paralel görüntüleme tekniklerinden faydalanılmalıdır.

GÖRÜNTÜ OPTİMİZASYONU

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) kontrast ve uzaysal çözünürlük açısından büyük üstünlüğe sahip dijital, üç boyutlu bir görüntüleme yöntemidir. MRG'yi doku karakterizasyonu ve lezyon tespiti için kullanmaktayız ve bunu yaparken görüntünün yeterli kalitede olması gerekmektedir. Görüntü kalitesi elde edilen görüntünün, objeyi ya da patolojiyi ne

kadar iyi temsil ettiğinin göstergesidir. Rutin MRG'de, MR teknisyenleri/MR radyoloji uzmanları, optimizasyonu sağlamak için tarama parametrelerini sürekli olarak ayarlarlar.

Optimum görüntü kalitesine ulaşmak için aşağıda belirtilen üçlü saç ayağının köşelerini oluşturan 3 faktör arasındaki denge önemlidir;

(a) Tarama süresi: $TR \times \text{Faz kodlama basamak sayısı} (N_{PE}) \times \text{Eksitasyon sayısı-number of excitation (NEX)}$

(b) Uzaysal çözünürlük

(c) Kontrast çözünürlüğü: Sinyal-gürültü (noise) oranı (SNR) ve kontrast-gürültü oranı (CNR) ile belirlenir [1-3].

Cihaz donanımı ve yazılımı sabit olduğunu varsayarsak, üçgenin üç köşesinden herhangi birinin değiştirilmesi her zaman diğer iki köşeyi de etkiler.

Örneğin, genel olarak, k-boşluğunu TR başına bir veri satırı ile dolduran bir darbe dizisinin tarama süresi: $[TR] \times [k\text{-boşluğu başına çizgi sayısına eşittir (faz kodlama adımlarının sayısı-}$

na eşittir) aynı zamanda faz kodlama yönündeki matris boyutu ile aynıdır] x [NEX].

Faz kodlama adımlarının sayısını artırarak uzaysal çözünürlüğü artırmak gerekirse, daha uzun süre tarama yapmak gerekir. Alternatif olarak, daha fazla SNR gerekiyorsa ve uzaysal çözünürlük değişmezse, NEX (number of excitation-eksitasyon sayısı) artırılması gerekir, bu da tarama süresinin artacağı anlamına gelir. Bu da “MRG’de yok öyle üç kuruşa beş köfte” klişe deyimini açıklamaktadır.

Açıkça cevabını aradığımız soru şu: Üçlü saç ayağı üçgeni nasıl kırılmaz?

Daha fazla SNR sağlamak için her zaman daha verimli alıcı RF sargıları ya da daha yüksek alan gücüne sahip MR tarayıcısı tercih edilebilir. Daha yüksek SNR, tarama süresini önemli ölçüde arttırmadan daha yüksek uzaysal çözünürlük için kullanılabilir. Klinik taramada, yüksek hız elde etmek için geometri parametrelerini optimize etme fırsatları olabilir [1].

Örneğin, abdomenin aksiyal planda görüntülenmesinde, faz kodlaması tipik olarak anteroposterior (AP) yöndedir. Vücudun enine boyutu genellikle AP boyutundan daha büyüktür. Böylece dikdörtgen bir görüntüleme alanı (FOV) tercih edilir ve AP boyutunda daha az faz kodlama adımı gerektirerek edinim süresini kısaltmış oluruz. Bu durum üçlü saç ayağı üçgenini kırmaz, çünkü daha az faz kodlama adımı SNR’de bir azalma oluşturmaz. Bununla birlikte, faz kodlama adımlarının azalması ciddi değilse (<%25), SNR’deki kayıp tipik olarak klinik çalışmada algılanamaz.

Optimizasyon için kullanılan kontrast, SNR, CNR ve uzaysal çözünürlüğün **Resim 1** üzerinden formülleştirilmiş halleri aşağıda sunulmuştur.

- Kontrast:

$$C(\text{kontrast}) = (S_A - S_B) / (S_A + S_B)$$

S_A ve S_B : A ve B dokularından elde edilen sinyal intensiteleridir.

- Sinyal-gürültü oranı (SNR):

$$\text{SNR} = \text{Sinyal (S)} / \text{Gürültü (Noise)}$$

- Kontrast-gürültü oranı (CNR) (A ve B dokuları için):

$$\text{CNR}_{AB} = (S_A - S_B) / \text{Gürültü (Noise)}$$

- Voksellerin uzaysal çözünürlüğünün FOV ve matris ilişkili basitleştirilmiş formülü:

$$\Delta x = \text{FOV} / N_{FE} \quad \Delta y = \text{FOV} / N_{PE}$$

Δx =Kesit kalınlığı

Faz kodlama basamak sayısı: N_{PE}

Frekans kodlama basamak sayısı: N_{FE}

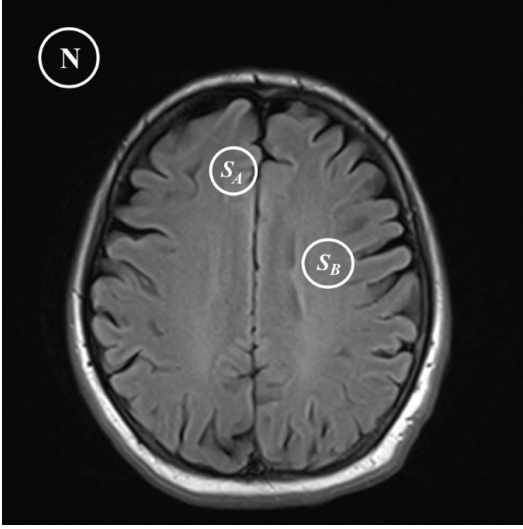
KONTRAST

Manyetik rezonans görüntülemelerde kontrast; doku ya da patolojiden elde edilen sinyalin çevre dokudan farklı olma derecesidir. Dokular fiziksel özellikleri ile, yani T1 ve T2 relaksasyon süreleri ve proton yoğunluğu ile farklı sinyal intensitelerine sahip MR sinyalleri oluşturduğunda görüntü kontrastı ortaya çıkar. Sinyal terimi ile görüntüdeki piksel veya vokselle parlaklığını kastediyoruz. Sinyalin parlaklığını etkileyen temel faktör her bir vokselledeki proton sayısıdır.

Kontrast Çözünürlüğü

Kontrast çözünürlüğü görüntüdeki yoğunluk farklarını ayırt etme yeteneğidir. MRG’de, kontrastın belirlenmesi kalibrasyon ve optimizasyon için çok önemlidir. Su için Hounsfield birim değerinin sıfır olarak ayarlandığı x-ışını ve bilgisayarlı tomografi gibi diğer görüntüleme yöntemlerinin aksine, MRG için standart referans sinyali yoktur. Bu nedenle CNR genellikle kontrast için bir indeks olarak kullanılır, çünkü bu metrik referans sinyali gerektirmez.

Kontrast çözünürlüğü, görüntü kalitesini hem görüntü kontrastı hem de çözünürlük açısından tanımlamaya yönelik bir yaklaşımdır. SNR ve CNR tarafından belirlenir. Sinyal intensitesi, her bir vokselden elde edilen bilginin görüntüye aktarıldığındaki parlaklık derecesidir. Gürültü ise zeminden ölçülen sinyal yoğunluğundaki rastlantısal değişiklikler olup sinyalin standart deviasyonuna eşittir. En önemli gürültü kaynağı hasta vücudundaki termal harekete bağlı RF salınımıdır. İnsan vücudunda, sodyum, potasyum ve klorür gibi elektrik akımı taşıyan elektrik yüklü atomik



Resim 1. Kontrast, sinyal-gürültü oranı (SNR) ve kontrast-gürültü oranı (CNR) formüleleştirilmesi görüntü üzerinden yapılmaktadır.

parçacıklar da gürültü sebebidir. Ayrıca sinyali ölçen RF sargılarında da olmak üzere diğer tüm elektronik cihazların da yaydığı elektromanyetik dalgalar gürültüye neden olur. Gürültü lezyon kontrastını azaltır. Görüntüdeki sinyal yoğunluğunun gürültü seviyesine oranı SNR'dir. SNR arttıkça çözünürlük artar. SNR düştükçe görüntü bulanıklaşır. SNR'nin düşük olması sinyalin azlığının yanı sıra gürültünün fazla olmasına bağlı olabilir.

Sinyal gürültü oranı (SNR) bir objenin saptanabilirliğini temsil ederken CNR iki doku arasındaki SNR farkını ifade eder. Yani CNR bir objenin çevre dokudan ayırabilirliğidir ve görüntü kalitesinin en önemli göstergesidir [2, 4, 5].

Kontrast çözünürlüğü etkileyen faktörler;

İç faktörler: Dokunun yapısal özellikleridir. T1, T2, T2*, rölatif proton yoğunluğu, akım karakteristikleri ve çevre dokuların karakteristikleridir.

Dış faktörler: Operatör tarafından kontrol edilen inceleme parametreleridir.

- Manyetik alan gücü
- Sekans tipi
- Sekans özellikleri
- Radyofrekans sargısı ve kalite faktörü (Q)
- Sekans parametreleri
- Kontrast madde

Manyetik alan gücü

Protonların salınım frekansı (Larmor) manyetik alan gücü ile doğru orantılıdır. Manyetik alan gücü arttıkça daha fazla sinyal elde edilir ve SNR artar. Kontrast çözünürlüğü ile manyetik alan gücü doğru orantılı olarak artar (Resim 2).

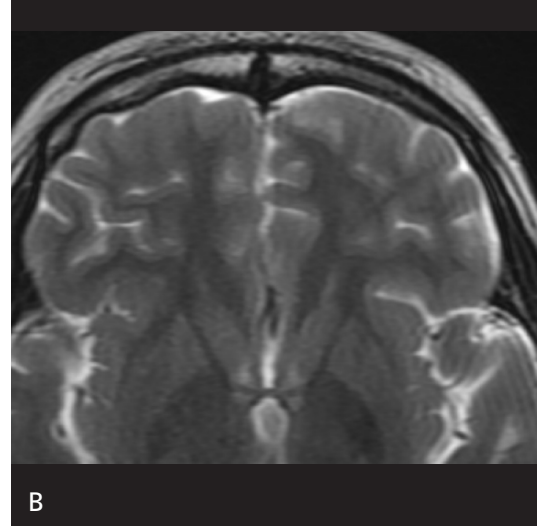
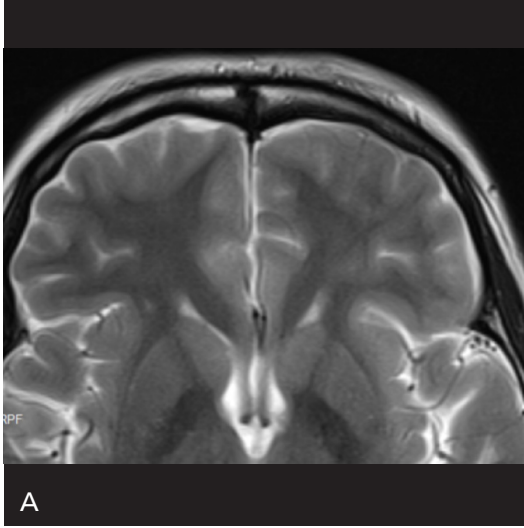
Sekans tipi

Uygulanan RF pulsu ile ilişkilidir. SE sekanslarda 90 derece RF pulsundan sonra uygulanan 180 derece RF pulsu aynı fazda olan proton sayısı fazla olup transvers manyetizasyon ile elde edilen sinyal artmaktadır. Gradient eko sekanslarda ise 90 derece RF pulsu yerine uygulanan düşük sapma açılı pulsu sonrası 180 derece RF pulsu uygulanmaz ve görüntüleme süresi kısalmış ama sinyal düşer ve SNR düşer. SNR genellikle SE sekanslarda yüksek, GRE sekanslarda düşüktür.

Sekans özellikleri

Radyofrekans (RF) pulsu ile iki etki meydana gelir. 1. Protonlar düşük enerji seviyesinden yüksek enerji seviyesine geçerler. 2. Faz dışı dağınık salınan protonlar faz içine geçip düzene geçerler. Transvers planda manyetik vektör meydana gelir. Elde edilen sinyal transvers manyetizasyondan elde edilir. RF pulsu kesilince 1. Protonlar enerjilerini ortama aktararak yüksek enerji seviyesinden düşük enerji seviyelerine geçerler (spin-lattice relaksasyon). Böylece longitudinal manyetizasyon gelişmeye başlar. 2. Aynı fazda salınan protonlar birbiriyle etkileşerek (spin-spin relaksasyon) farklı fazlarda salınmaya başlarlar ve transvers manyetizasyon azalır. Longitudinal manyetizasyonun %63'ünün yeniden oluşmasına kadar geçen süre T1 süresidir. Transvers manyetizasyonun %37 kalmasına kadar geçen süre ise T2 süresidir.

Eko toplama zamanı (TE) RF pulsu verildikten sonra sinyalin toplanmasına kadar geçen süre, tekrarlama süresi (TR) ise yeni RF pulsu verilmesine kadar geçen süredir. Sinyali ve dolayısıyla çözünürlüğü arttırmak için TE süresini kısaltmak TR süresini uzatmak gerekmektedir. Bunun nedeni TR değeri uzarsa longitudinal



Resim 2. A, B. Manyetik alan gücü ile kontrast çözünürlüğü arasındaki doğru orantılı ilişki. (A) 3 Tesla ve (B) 1,5 Tesla MR cihazı ile elde edilmiş aksiyal T2 ağırlıklı görüntüde çözünürlüğün farklılığı izlenmektedir.

manyetizasyona geçen ve yeni RF pulsu ile transvers manyetizasyona geçecek proton sayısı artmaktadır ve böylece daha azla sinyal elde edilir. TE süresi uzun tutulursa spin-spin relaksasyon fazla olup transvers manyetizasyon azalacaktır. TE süresi kısa tutulursa yani protonlar çok fazla defaze olmadan sinyal okunursa elde edilen sinyal artmaktadır. Kısa TE de SNR artar.

Radyofrekans sargıları ve kalite faktörü

Kontrast çözünürlüğü artırmak için her şeyden önce iyi bir RF sargısı seçilmelidir. Bir sargı ne kadar küçükse kaydettiği gürültü o kadar az, SNR o kadar iyi olur. Yüzey sargıları incelenecek yüzeye yakın bir şekilde yerleştirilen alıcı RF sargılarıdır. Bu tür sargılar da ise kaydedilen sinyal yüksek gürültü düşük olacaktır. Ancak volüm sargıları vücudun daha geniş alanından sinyal topladığından alınan sinyal inhomojen, gürültü fazla olacaktır. Kalite faktörü (Q =quality factor) RF sargısının sinyali toplama duyarlılığını gösterir. SNR kalite faktörünün karakökü ile doğru orantılı olarak artar.

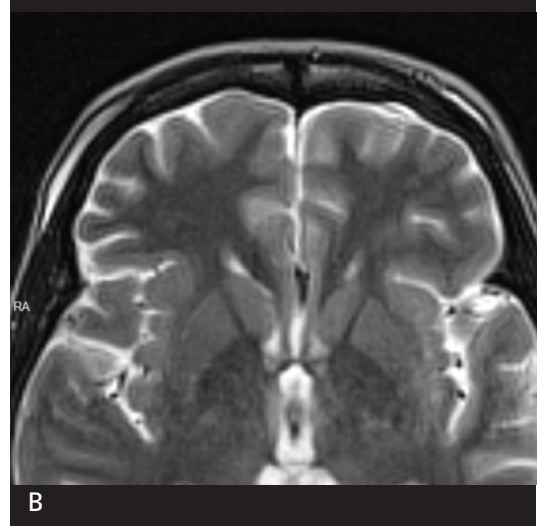
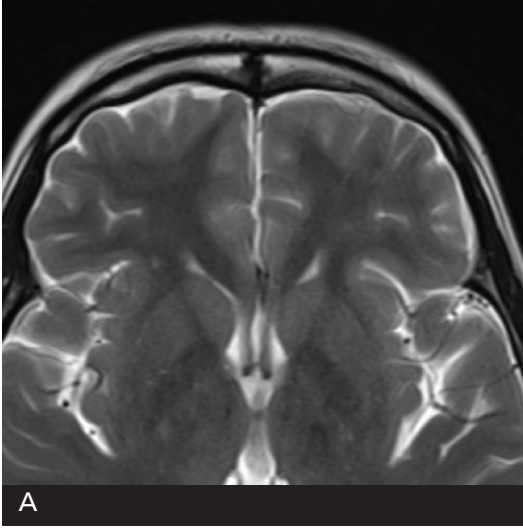
Sekans parametreleri

Voksel hacmi: her bir voksel içinde sinyal elde edeceğimiz çok sayıda proton bulunur.

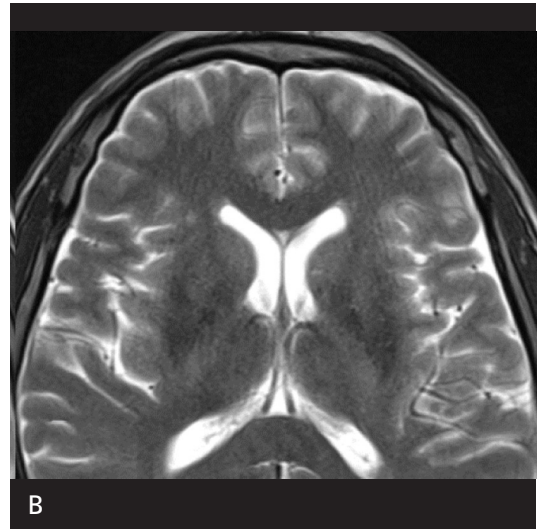
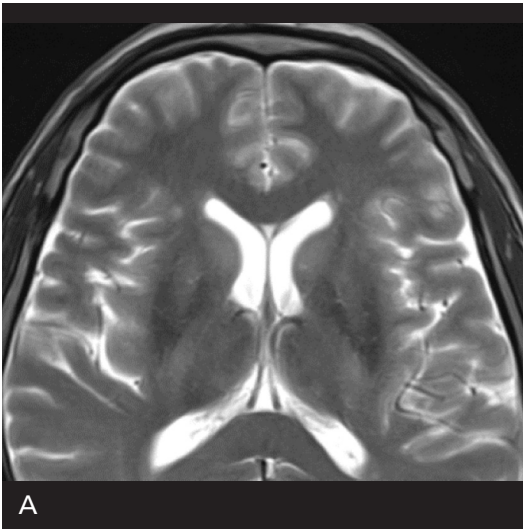
Voksel hacmi artarsa içindeki proton sayısı artar ve dolayısıyla kaydedilen sinyal artar. Voksel hacmini arttıran her durum sinyali arttırır. Ancak voksel hacmini arttırmak için kesit kalınlığını arttırmak uzaysal çözünürlüğü azaltır ve parsiyel hacim etkisi nedeniyle hedef lezyonun kontrast azalmasına neden olabilir ve bu nedenle lezyonun gözden kaçma olasılığı vardır. İnce kesit gerekliyse, 3 boyutlu teknikler düşünülmelidir. Voksel hacmini FOV, matriks ve kesit kalınlığı belirler. Piksel, FOV'un matrikse bölünmesiyle elde edilen iki boyutlu alandır. Pikselin kesit kalınlığı ile çarpılması ile voksel oluşmaktadır. Matriks sabit iken FOV ya da kesit kalınlığının artışı vokseli ve SNR'yi arttırır (Resim 3). FOV sabit iken maktriğin azaltılması voksel hacmini ve SNR'yi arttırır.

İnceleme süresinin kısaltmanın bir diğer yöntemi kare FOV yerine dikdörtgen FOV kullanmaktır. Faz kodlama yönünden azaltılan FOV, azaltılan oranda faz kodlama sayısını azaltılmakta ve o oranda süre azalmaktadır. Voksel hacmi değişmez ve uzaysal çözünürlük değişmez. Ancak az kodlama basamağı sayısı azaldığı için SNR düşer.

Eksitasyon sayısı (NEX-number of excitation) aynı voksel içindeki sinyalin toplanma sayısıdır. Görüntü oluşturulurken faz kodlama basamaklarının kaç kez kullanıldığını ifade



Resim 3. A, B. Kesit kalınlığı ile kontrast çözünürlüğü arasındaki ilişki. Diğer parametreler aynı olmak üzere 1,5 Tesla MR cihazı ile elde olunan T2 ağırlıklı görüntülerde kesit kalınlığı (A) 7 mm ve (B) 3 mm seçildiğinde ince kesit görüntüde gürültü artmış, SNR azalmış, kontrast çözünürlük azalmıştır. Ancak ince kesit görüntüde uzaysal çözünürlük voksel hacmindeki azalmaya bağlı artmıştır.



Resim 4. A, B. Eksitasyon sayısının (number of excitation-NEX) etkisi. Diğer parametreler aynı olmak kaydı ile (A) NEX=4 ve (B) NEX=1 seçildiğinde süre 4 kat artar iken SNR doğru orantılı olarak 2 kat artmaktadır.

eder. Böylece aynı vokselde yapılan birden fazla kayıt ile o vokselde sinyal yoğunluğu ve SNR artar. Ancak NEX artışı ile kaydedilen gürültü de artacağı için $SNR \propto \sqrt{NEX}$ 'in karekökü kadar artar (**Resim 4**).

Çözünürlüğü etkileyen diğer bir parametre bant genişliğidir. Bant genişliğini azaltmak gürültüyü bant genişliğinin kare köküyle orantılı olarak azaltır, örneğin bant genişliğinin yarıya

indirilmesi gürültüyü 1,4 kat azaltır. Bant genişliğini azaltmanın olumsuz yönü kimyasal kaymadaki artıştır ve bu da istenmeyen artefaktlara neden olur. Kimyasal kayma artefaktının sorun olmadığı durumlarda, seçilebilecek en düşük bant genişliği iyi bir seçenek olabilir. Ayrıca TE bant genişliğini ne kadar düşük ayarlayabileceğinizin sınırını belirler. Düşük bant genişliği TE'yi arttırmamıza neden olur, bu da süreyi uzatır.

Kontrast madde

Manyetik rezonans görüntülemelerde kullanılan kontrast madde dokuların T1 ve T2 süresi üzerine etkilidir. T2 üzerindeki ihmal edilebilir. Esas belirgin olan T1 üzerindeki kısalmadır. Kontrast tutan dokunun longitudinal manyetizasyonuna geçen proton sayısı artar. Bu durum T1 ağırlıklı görüntülemelerde sinyal artışına neden olur. İki doku arasında SNR artacağı için CNR de artmış olur [2, 3, 6].

UZAYSAL ÇÖZÜNÜRLÜK

Uzaysal çözünürlük iki dokunun sınırlarının birbirinden ayırt edilebilmesidir. MRG'de uzaysal çözünürlük görüntüleme voksellerinin büyüklüğüne göre tanımlanır. Vokseller üç boyutlu olarak dikdörtgen olduğunda, çözünürlük üç farklı yönde sıklıkla farklıdır. **Voksel boyutu ve bu nedenle uzaysal çözünürlük matriks boyutuna, FOV ve kesit kalınlığına bağlıdır.**

Görüntüleme alanı (FOV), faz ve frekans kodlama matriksinin kapsadığı alanın boyutudur. FOV'u matriks boyutuna bölmek voksel boyutunu verir; bu nedenle, her iki yönde FOV'un artırılması voksel boyutunu artırır ve uzaysal çözünürlüğü azaltır. FOV'u azaltmak çözünürlüğü artırır.

Kesit kalınlığı aslında voksel yüksekliğidir. Bu, 2 boyutlu görüntülemelerde vokselin hemen hemen her zaman en büyük boyutudur. Bu nedenle, görüntü düzlemine dik olan uzaysal çözünürlük en zayıf olandır.

Hedef SNR'yi arttırmak ise ve voksel hacmini arttırmak için yapılacak FOV ve kesit kalınlığı artışı uzaysal rezolüsyonu düşürecektir. Ancak hedef uzaysal rezolüsyon ise ve tam tersi voksel hacmini azaltmak için yapılacak FOV ve kesit kalınlığını azaltmak, matriksi arttırmak SNR'yi düşürecektir. Bu nedenle görüntü optimizasyonu için parametreleri dengeli değiştirmek gerekmektedir [2-6].

Manyetik rezonans görüntülemelerde parametrelerin SNR, uzaysal çözünürlük ve inceleme sürelerine etkileri **Tablo 1**'de özetlenmiştir.

HIZLI GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

Manyetik rezonans görüntülenin gelişimi ve geleceği için yapılan araştırmalarının önemli bir kısmı görüntüleme hızını artırma yönündedir. Bu yönde pek çok teknik ve yaklaşım bulunmaktadır. Hızlandırma teknikleri kullanılarak; görüntü kalitesinden ödün vermeden daha hızlı tarama yapılabilir. Radyoloji birimlerindeki verim artırılarak birim zamanda daha fazla hastanın taranması ve böylece hastanın ve doktorun sonuçları daha erken alması sağlanır. Bu bölümden sonra hızlı görüntüleme yöntemlerinden paralel görüntüleme ve compressed sensing'den bahsedilecektir.

Paralel Görüntüleme

Paralel görüntüleme (PG), MRG'de çekim sürelerini azaltmak için çok kanallı RF sargılarda bulunan uzaysal bilgidan yararlanan bir teknikler ailesidir. PG, çekim süresini, uzaysal çözünürlüğü, zamansal çözünürlüğü, görüntü kalitesini ya da bu dört faktörün kombinasyonlarını iyileştirmek için klinik olarak kullanılır. Bu teknikler çok kanallı diziler ve dinamik görüntüleme protokolleri ile iyi bir şekilde benimsenmiştir ve sıklıkla vücuttaki uygulamalarda klinik olarak kullanılmaktadır. PG özel bir puls sekans değil bir rekonstrüksiyon algoritmasıdır.

Paralel görüntülemenin en belirgin klinik uygulaması bir sekansın çekim süresini kısaltmaktır. Bu özellikle nefes tutmayı gerektiren görüntülemeler için önemlidir. Ancak, çekim hızındaki bu kazanımlar başka amaçlar için de kullanılabilir; örneğin, çekim süresini azaltmak yerine, artırılmış hız aynı zamanda uzaysal çözünürlüğü iyileştirmek için kullanılabilir. PG hemen hemen her puls sekans ile birleştirilebilir. PG'nin diğer hızlı görüntüleme yöntemleriyle kombinasyonu da mümkündür ve bu teknikler gerçek zamanlı ve girişimsel MR görüntülemesindeki uygulamalar için yararlıdır [7-9].

Tüm PG yöntemlerinin ortak özellikleri şunlardır [9];

- K-boşluğu verileri, tarama süresini azaltmak için faz kodlama yönünde örneklen-

Tablo 1: Görüntüleme Parametreleri SNR, Çözünürlük ve İnceleme Sürelerini Nasıl Etkilemektedir?

Parametreler		SNR	Çözünürlük	Süre
TR	↑	↑	-	↑
TE	↑	↓	-	-
FOV	↑	↑	↓	-
Dikdörtgen FOV	↓	-	-	↓
Kesit Kalınlığı	↑	↑	↓	-
NEX	↑	↑	-	↑
Alıcı Bant Genişliği	↓	↓	-	-
Matriks	↑	↓	↑	↑
Kesitler Arası Boşluk	↑	↑	↓	-

TR: tekrarlama süresi (repetition time); TE: eko toplama zamanı (echo time); FOV: görüntüleme alanı (field of view); NEX: eksitasyon sayısı (number of excitation); SNR: sinyal-gürültü oranı (signal-noise-ratio).

miştir. Hızlandırma faktörü (R), orijinal görüntü için gereken k boşluğu verisi miktarının hızlandırılmış bir çekimde toplanan miktara oranı olarak tanımlanır.

- Veriler, tek bir RF sargı kullanmak yerine aynı anda görüntüleme yapan çok kanallı sargılar kullanılarak elde edilir. Her bir sargı elemanı, kendine en yakın spesifik doku hacmine daha duyarlıdır, objeye yakın olan sargılardan uzaktakilere göre daha yüksek sinyal elde edilir. Her sargının duyarlılık profili birbirinden farklıdır.
- Özel bir algoritma ile her bir sargı elemanından gelen veriler birleştirilir ve tek bir görüntü oluşturulur.

Paralel görüntülemenin avantajları inceleme süresini kısaltması ve faza bağlı duyarlılık artefaktlarını azaltmasıdır. Dezavantajları ise sinyal gürültü oranını (SNR) hızlandırma faktörünün karekökü ile ters orantılı olarak azaltması ve rekonstrüksiyon (katlanma) artefaktına yol açmasıdır.

Paralel görüntülemenin temeli, çekim süresinin, faz kodlama basamak sayısı ile orantılı olduğu kavramıdır ($Süre = TR \times Faz \text{ Kodlama Sayısı} \times NEX$). Uzaysal çözünürlüğü sabit tutarken, hızlandırma faktörü (R) ile faz kodlama basamak sayısını azaltmak, çekim süresini R faktörü kadar azaltır. Böylece K-boşluğunun tamamı yerine bir kısmı doldurularak hızlı gö-

rüntüleme yapılır. Bu aynı zamanda FOV'ü azaltır, bu da aliasing veya katlama artefaktı ile sonuçlanır. PG'de, çok kanallı sargı elemanlarının elde ettiği uzaysal bilgiler katlanma artefaktını kaldırmak veya önlemek için farklı algoritmalar kullanılır.

Paralel görüntülemenin iki klasik formülasyonu sırasıyla k-boşluğu ve görüntü uzayında çalışan GRAPPA ve SENSE teknikleridir.

Görüntü Tabanlı Paralel Görüntüleme (SENSE/ASSET)

Klinikte uygulanan en yaygın paralel MR yapılandırma algoritması SENSE ("Sensitivity Encoding": Hassasiyet Kodlama) çok kanallı sargı elemanlarının duyarlılık profillerine göre gerçekleştirilen bir paralel görüntü rekonstrüksiyon tekniğidir. Bu yöntem Siemens'te mSENSE, GE'de ASSET, Philips'te SENSE olarak adlandırılır.

Sensitivity Encoding'de, faz kodlama basamak sayısı azaltılarak eksik bir k-boşluğu elde edilir. Görüntülerde SENSE rekonstrüksiyonu, Fourier transformasyonu sonrası gerçekleştirilir. Konvansiyonel bir çekimde, her ikinci faz kodlama adımını atlarsak, tarama süresini yarıya indiririz, ancak katlanmış bir görüntü elde ederiz. Görüntünün bir kısmında, katlanmış sinyal, katlanmamış sinyal üzerine bindirilir,

ancak, katlanmış sinyal katkısının elde edilen görüntüdeki konumu, FOV bilgisinden tamamen tahmin edilebilir. Bilinmeyen, katlanmış komponentin intensitesidir. **SENSE'in püf noktası, her bir noktadaki katlanmış sinyal bileşenini hesaplamak ve rekonstrüksiyon adımlarını gerçekleştirmek için sargı elemanlarının duyarlılık haritalarını kullanmasıdır, bu bilgiler genellikle MRG başlangıcında bir ön tarama yapılarak toplanır.**

Sensitivity Encoding'in bir başka özelliği, hızlandırma faktörünün 1 ile sargı elemanlarının sayısı arasında herhangi bir değer olabilmesidir, hızlandırma faktörü sargı elemanı sayısından daha büyük olamaz. Bu, bir dizideki daha fazla sayıda sargı elemanının daha yüksek hızlanma faktörleri için potansiyel sunduğu anlamına gelir. Bir SENSE algoritması kullanılacağı zaman, operatör rekonstrükte FOV'u belirler. Bu FOV, sinyal üreten materyalin tamamını kapsamalıdır, aksi takdirde ciddi artefaktlar meydana gelir.

Paralel görüntüleme genellikle sinyal gürültü oranında (SNR) azalmaya neden olur. SENSE için SNR düşüşü şu şekilde gösterilebilir.

$$SNR_{pt} = SNR / (g \times \sqrt{R})$$

Bu formülde R; hızlandırma faktörü, g ise sargı geometri faktörüdür. Bu iki terim farklı kaynaklardan gelir. $\sqrt{R}$, SNR'yi azaltan R-kat daha az veri noktasının elde edilmesinden kaynaklanmaktadır (Resim 5). Her zaman bir veya daha büyük olan geometri faktörü ise alıcı sargı dizisinin özelliklerinden ve geometrisinden kaynaklanır. İki alıcı sargıdan gelen sargı duyarlılıkları yüksek derecede korele ise, katlanmış piksellerin ayrılması genellikle daha zor olacaktır, bu da SENSE rekonstrüksiyonunun SNR'sini azaltır. Bu g-faktörü ile ilişkili SNR kaybı pikselden piksele farklıdır ve genellikle birçok pikselin üst üste geldiği ve sargı duyarlılıklarının en benzer olduğu yeniden yapılandırılmış görüntünün merkezinde en büyük görünür.

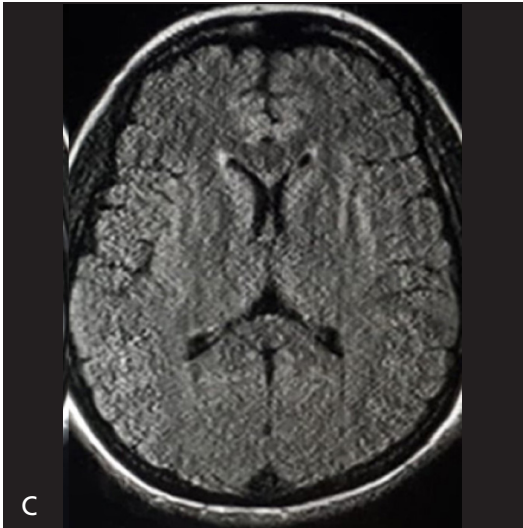
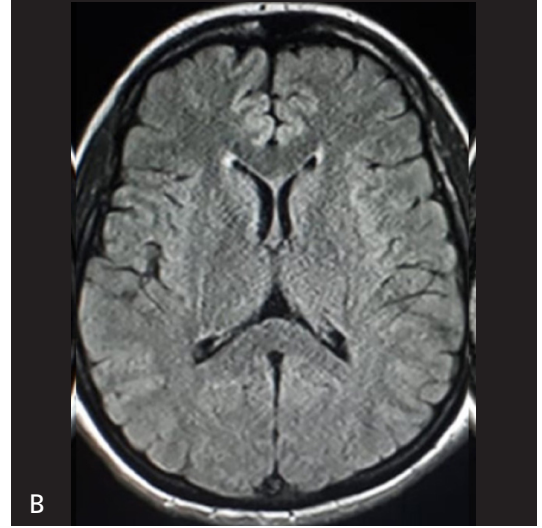
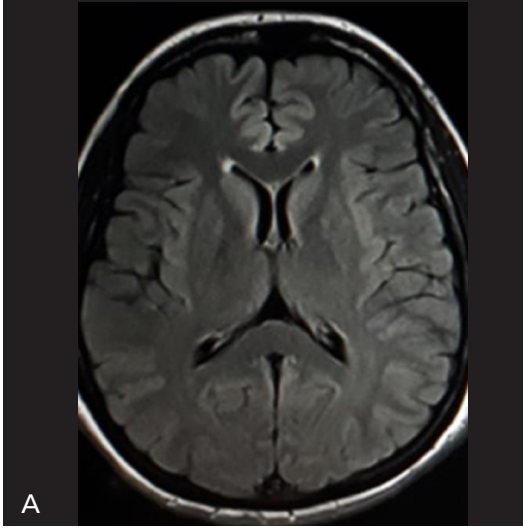
Sensitivity Encoding rekonstrüksiyonunun tek dezavantajı, doğru bir sargı duyarlılık haritasına duyulan ihtiyaçtır. Sargı elemanı duyarlılık haritasındaki hatalar, rekonstrükte tam

FOV görüntüsünde rezidü katlanma şeklinde artefaktlara neden olacaktır. Duyarlılık haritalarının yanlış oluşmasına neden olabilecek birçok faktör vardır. Sargı pozisyonu ve yerleşimi, SENSE'in başarılı bir şekilde uygulanmasında kritik bir faktördür. Sargı elemanı duyarlılık profilleri, sargıların görüntülenen anatomik yapıya göre yerleştirilmesine bağlıdır. Hasta inceleme sırasında hareket ederse, sargı duyarlılıkları değişebilir ve ortaya çıkan görüntüler artefaktlar içerebilir. Bu artefaktlar, duyarlılık haritasını hesaplamak için gereken bilgileri yeniden elde ederek ve rekonstrüksiyonda bu yeni haritaları kullanarak hafifletilebilir. Ek olarak, örneğin akciğerler veya sinüsler gibi düşük sinyal seviyelerine sahip bölgelerde, bu bölgelerdeki yüksek gürültü nedeniyle duyarlılık haritasını belirlemek zor olabilir. Sargı duyarlılık profilinin pürüzsüz olduğu varsayılarak, sargı elemanı duyarlılık haritalarındaki küçük süreksizlik alanları yaklaşık yöntemler kullanılarak tahmin edilebilir [2, 7-13].

K-Boşluğu Tabanlı Paralel Görüntüleme (GRAPPA/ARC)

Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA) tekniği çekim sırasında az sayıda ilave k-boşluğu çizgisinin elde edildiği ve ayrı bir sargı duyarlılık kalibrasyonu edinimi ihtiyacını ortadan kaldıran, k-boşluğu tabanlı bir PG çeşididir. Bu yöntem Siemens'te GRAPPA, GE'de ARC olarak adlandırılır.

Bu tekniğin ilk aşaması veri toplama aşamasıdır. Birden çok faz kodlama basamağı atlandığından, birçok k-çizgisi eksik olacaktır. Bununla birlikte, k boşluğunun ortasından geçen çizgiler tamamen örneklenir ve otomatik kalibrasyon sinyali (ACS) bölgesini oluşturur. Bu ekstra ACS hatları çekim sırasında otomatik olarak elde edilmiştir. İkinci aşama eksik bilgilerin tahmini aşamasıdır. **ACS'den elde edilen veriler, her bir sargı elemanı için ağırlıklandırma faktörlerini hesaplamak için kullanılır. Eksik k-boşluğu alanları, her bir küçük bölge için mevcut verilerle birleştirilen bu ağırlıklandırma faktörleri kullanılarak iteratif rekonstrüksiyon ile tahmin edilir.**



Resim 5. A-C. Paralel görüntüleme yöntemi kullanılarak alınan FLAIR görüntülerde hızlandırma faktörü (A) 2, (B) 4 ve (C) 8 süreyi kısaltırken gürültüyü artırıp SNR'yi düşürdüğü görülmektedir.

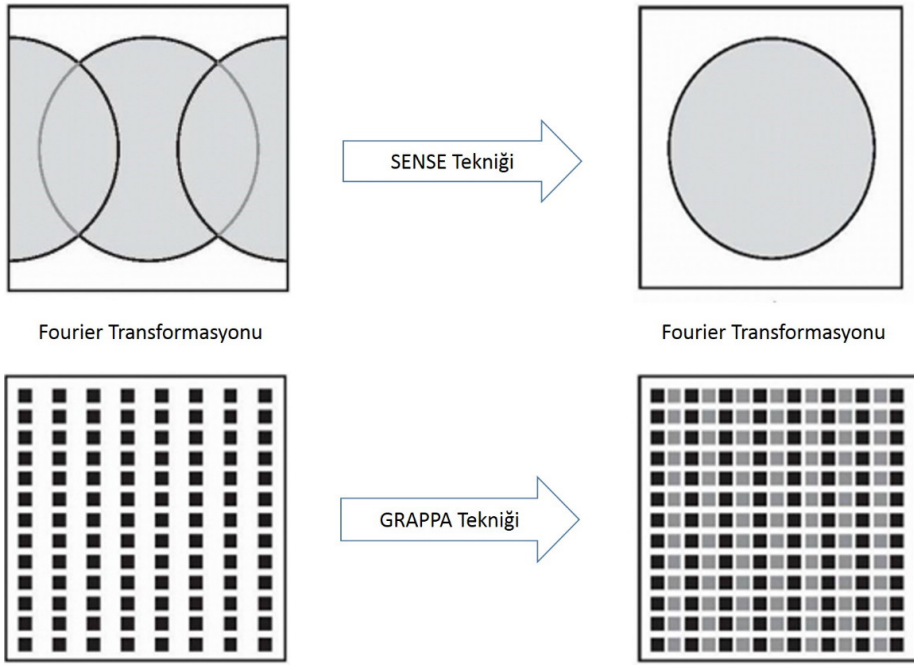
Üçüncü aşama sargı elemanlarının her birinin görüntülerinin oluşturulma aşamasıdır. K-boşluğunun eksik bilgileri tamamlandığında, her bir sargı elemanından ayrı görüntüler oluşturmak için Fourier dönüşümü gerçekleştirilir. SENSE içindeki sargı görüntülerinden farklı olarak, bu GRAPPA görüntüleri katlanma artefaktı içermez. Dördüncü aşama birleştirme aşamasıdır. Sargı elemanlarının görüntüleri birleştirilerek tek bir görüntü elde edilir.

Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions ile elde edilmiş bir görüntünün SNR'si hızlanma faktörüne ve GRAPPA g-faktörü olarak sayısallaştırılan, uzaysal olarak değişen gürültü özelliklerine bağlıdır. SENSE g-faktörü gibi, GRAPPA g-faktörü de

rekonstrükte görüntüdeki piksel piksel SNR kayıplarını açıklar. GRAPPA g faktörü, sargı elemanı duyarlılık profillerinin açık bilgisinden türetilen SENSE g-faktörünün aksine GRAPPA ağırlıkları kullanılarak hesaplanır. GRAPPA g faktörü ve SENSE g faktörü aynı olmasa da g-faktörü her iki PG yönteminde benzer şekilde kullanılan sargı elemanı duyarlılıklarından kaynaklandığından oldukça benzer olma eğilimindedirler [2, 7-13].

GRAPPA ve SENSE Yöntemlerinin Kullanımı

Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions ve SENSE yöntemleri arasın-



Sekil 1. Görüntü (üstte) ve ilişkili k boşluğu (altta); görüntü alanındaki katlanma, k boşluğundaki eksik alanlara karşılık gelmektedir. SENSE metodu görüntü üzerinde etki yaparak katlanmayı ortadan kaldırılır, GRAPPA metodu ise k-boşluğu üzerinde etki yaparak eksik alanları tamamlar.

daki temel fark GRAPPA yönteminin ham k boşluğu verilerine, SENSE yönteminin katlanmış görüntü üzerine uygulanmasıdır (Şekil 1). GRAPPA'da veri toplama aşamasında sürekli oto-kalibrasyon yapılır; bu zaman kaybına neden olur. Hızın en önemli komponent olduğu durumlarda SENSE en iyi seçim olabilir. SENSE'in ikinci bir avantajı, genel olarak yüksek hızlanma faktörleriyle biraz daha iyi görüntü kalitesi sağlamasıdır. Sabit dokuların (parotis, prostat vb.) dinamik incelemesinde, daha hızlı görüntüleme ve yüksek SNR nedeniyle SENSE'in kullanımı daha uygun olabilir.

Öte yandan, doğru sargı duyarlılık haritalarının elde edilmesinin zor olduğu bölgelerde (örn. akciğerler), GRAPPA algoritması daha iyi bir rekonstrüksiyon sağlayabilir. SENSE'de kalibrasyon ve veri toplama ayrı 2 sekansmış gibi peş peşe yapılır. Nefesini tutamayan hastalarda kalibrasyon sırasında elde edilen bilgiler ile veri toplama sırasında edinilen bilgiler arasında tutarsızlıklar oluşabilir ve bu da rekonstrüksiyon artefaktlarına neden olur. Bu durumda otomatik kalibrasyon (GRAPPA) tekniği tercih edilebilir.

Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions'ın ikinci bir avantajı da FOV ile ilgilidir. SENSE benzeri görüntü tabanlı tekniklerde, tam FOV nesneden daha küçükse, rekonstrükte görüntüde artefaktlar oluşabilir. Çözüm, rekonstrükte görüntüde hiçbir örtüşme olmamasını sağlamaktır. Öte yandan, GRAPPA'da katlanma artefaktı daha az görüldüğünden uzaysal çözünürlüğün önemli olduğu durumlarda daha küçük FOV ile çalışılabilir [2, 7-13].

Sensitivity Encoding ve GRAPPA yöntemleri dışında son dönemde geliştirilen CAIPIRINHA algoritması ile saniyeler içerisinde dinamik abdominal görüntülemeler yapılabilir. Bu yöntem yüksek hızlandırma faktörüne rağmen oldukça iyi kalitede görüntüler sunmaktadır [2, 9, 11].

Multiband/Simultaneous Multislice Imaging

Simultaneous Multislice Imaging (SMS) teknikleri, kesit kodlama yönünde sargı duyarlılık farklılıklarını kullanır ve PG prensiplerine dayanır. Diğer görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak faz kodlama basamaklarını hız-

landirmekle ilgili değildir. SMS yöntemi çok bantlı RF darbeleri kullanarak aynı anda birkaç kesiti uyarır. Çok kısa bir zaman aralığında birden çok kesitte görüntüleme yapılır. Hızlanma faktörüne benzer şekilde, aynı anda elde edilen kesit sayısına multi-band faktörü (MB) denir. Çok bantlı darbeler, her biri farklı bir frekans bandında ortalanmış olan toplam RF dalga formlarından oluşur. Simultaneous Multislice Imaging tekniklerinin çeşitli avantajları vardır. En belirgin faydası, difüzyon tensör görüntüleme veya hacimsel T2 ağırlıklı taramalar gibi uzun süreli çekimlerde toplam tarama süresinde kısalma sağlamasıdır. Geleneksel PG'de kaçınılmaz bir SNR kaybı olmasına rağmen, SMS taramalarında SNR, kesit sayısının kare kökü ile orantılı olarak artar. Ek olarak, EPI ve turbo spin eko (TSE) gibi sekanslarla birlikte kullanılabilir. Geometrik bozulmayı ve T2 veya T2* bozulmasından kaynaklanan bulanıklığı azaltır. Bir TR'de birkaç kesitten veri alarak toplam tarama süresini azaltır; bununla birlikte, sekans parametreleri, bulanıklaşma veya distorsiyon olmadan aynı kalır. SMS, fonksiyonel MR görüntülemeye de kullanılır. Günlük pratikte CAIPIRINHA ile birlikte kullanılır [8].

Compressed Sensing

Compressed Sensing (CS), k-boşluğunun yetersiz örneklenmesi yoluyla daha az veri elde ederek MRG alımını hızlandıran oldukça yeni bir yöntemdir. Bu yöntemde de PG'ye benzer şekilde eksik veri toplanır ancak burada veri PG'den farklı olarak sıralı bir şekilde değil de rastgele bir şekilde toplanır. PG'de eksik veri toplanması sonucu katlanma şeklinde aliasing olurken bu yöntemde gürültü şeklinde aliasing olur. PG'deki gibi tamamlayıcı veri toplanmaz, bunun yerine iterativ rekonstrüksiyon ile eksik veri tamamlanır ve gürültü azaltılır. Böylece kısa bir zaman diliminde iyi bir görüntü elde edilir. Hızlanma anlamında gelecek vaat eden bir uygulamadır [14, 15].

SONUÇ

MRG kullanımı büyük olasılıkla yakın vadede katlanarak artmaya devam edecektir;

bu nedenle, modalitenin fiziksel temellerinin anlaşılması son derece önemlidir. Kaliteli ve hızlı bir görüntü elde etmek için görüntüleme parametrelerinin optimizasyonu sağlanmalı ve paralel görüntüleme tekniklerinden faydalanılmalıdır. Parametrelerde yapılacak değişikliklerin kaliteyi belirleyen faktörleri ve çekim süresini etkilemektedir. Görüntülerin optimizasyonu için kritik öneme sahip üçlü saç ayağının köşelerini oluşturan kontrast çözünürlüğü (SNR ve CNR), uzaysal çözünürlük ve inceleme süresi arasındaki denge gözetilmelidir.

Kaynaklar

- [1]. Moore MM, Chung T. Review of key concepts in magnetic resonance physics. *Pediatr Radiol*. 2017; 47: 497-506. [\[Crossref\]](#)
- [2]. Gelal F. Radyoloji fiziği. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri; 2020.p. 223-30.
- [3]. McRobbie D, Moore E, Graves M, Prince M. MRI from picture to proton, 2nd edition. Cambridge: Cambridge University Press; 2006. [\[Crossref\]](#)
- [4]. Brown MA, Semelka RC. MR imaging abbreviations, definitions, and descriptions: A review. *Radiology* 1999; 213: 647-62. [\[Crossref\]](#)
- [5]. Brown MA, Semelka RC. MRI basic principles and applications. 2nd edition. New York: Wiley-Liss; 1999.p.91-101.
- [6]. 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. [\[Crossref\]](#)
- [7]. Glockner JF, Hu HH, Stanley DW, Angelos L, King K. Parallel MR imaging: A user's guide. *Radiographics* 2005; 25: 1279-97. [\[Crossref\]](#)
- [8]. Hamilton J, Franson D, Seiberlich N. Recent advances in parallel imaging for MRI. *Prog Nucl Magn Reson Spectrosc* 2017; 101: 71-95. [\[Crossref\]](#)
- [9]. Deshmene A, Gulani V, Griswold MA, Seiberlich N. Parallel MR imaging. *J Magn Reson Imaging* 2012; 36: 55-72. [\[Crossref\]](#)
- [10]. Runge VM, Richter JK, Heverhagen JT. Speed in clinical magnetic resonance. *Invest Radiol* 2017; 52: 1-17. [\[Crossref\]](#)
- [11]. Dietrich O. MRI from k-Space to parallel imaging. In: Schoenberg SO, Dietrich O, Reiser MF, editors. *Parallel Imaging in Clinical MR Applications. Medical Radiology (Diagnostic Imaging)*. Berlin, Heidelberg: Springer; 2007.
- [12]. Blaimer M, Breuer F, Mueller M, Heidemann RM, Griswold MA, Jakob PM. SMASH, SENSE, PILS,

- GRAPPA: How to choose the optimal method. *Top Magn Reson Imaging* 2004; 15: 223-36. [\[Crossref\]](#)
- [13]. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. *The parallel universe: Parallel imaging and novel acquisition techniques*. 2nd ed. Cambridge, UK; 2006.p.346-71. [\[Crossref\]](#)
- [14]. Jaspan ON, Fleysheer R, Lipton ML. Compressed sensing MRI: A review of the clinical literature. *Br J Radiol* 2015; 88: 20150487. [\[Crossref\]](#)
- [15]. Geethanath S, Reddy R, Konar AS, Imam S, Sundaresan R, Babu D R R, et al. Compressed sensing MRI: A review. *Crit Rev Biomed Eng* 2013; 41: 183-204. [\[Crossref\]](#)

Görüntü Optimizasyonu ve Hızlı Görüntüleme Teknikleri

Murat Uçar, Mahinur Cerit

Sayfa 200

Optimum görüntü kalitesine ulaşmak için aşağıda belirtilen üçlü saç ayağının köşelerini oluşturan 3 faktör arasındaki denge önemlidir;

(a) Tarama süresi: $TR \times \text{Faz kodlama basamak sayısı (NPE)} \times \text{Eksitasyon sayısı-number of excitation (NEX)}$

(b) Uzaysal çözünürlük

(c) Kontrast çözünürlüğü: Sinyal-gürültü (noise) oranı (SNR) ve kontrast-gürültü oranı (CNR) ile belirlenir.

Sayfa 201

Kontrast çözünürlüğü görüntüdeki yoğunluk farklarını ayırt etme yeteneğidir. MRG'de, kontrastın belirlenmesi kalibrasyon ve optimizasyon için çok önemlidir. Su için Hounsfield birim değerinin sıfır olarak ayarlandığı x-ışını ve bilgisayarlı tomografi gibi diğer görüntüleme yöntemlerinin aksine, MRG için standart referans sinyali yoktur. Bu nedenle CNR genellikle kontrast için bir indeks olarak kullanılır, çünkü bu metrik referans sinyali gerektirmez.

Sayfa 202

Sinyal gürültü oranı (SNR) bir objenin saptanabilirliğini temsil ederken CNR iki doku arasındaki SNR farkını ifade eder. Yani CNR bir objenin çevre dokudan ayırabilirliğidir ve görüntü kalitesinin en önemli göstergesidir.

Sayfa 205

Voksel boyutu ve bu nedenle uzaysal çözünürlük matris boyutuna, FOV ve kesit kalınlığına bağlıdır.

Sayfa 207

SENSE'in püf noktası, her bir noktadaki katlanmış sinyal bileşenini hesaplamak ve rekonstrüksiyon adımlarını gerçekleştirmek için sargı elemanlarının duyarlılık haritalarını kullanmasıdır, bu bilgiler genellikle MRG başlangıcında bir ön tarama yapılarak toplanır.

Sayfa 207

ACS'den elde edilen veriler, her bir sargı elemanı için ağırlıklandırma faktörlerini hesaplamak için kullanılır. Eksik k-boşluğu alanları, her bir küçük bölge için mevcut verilerle birleştirilen bu ağırlıklandırma faktörleri kullanılarak iteratif rekonstrüksiyon ile tahmin edilir.

Görüntü Optimizasyonu ve Hızlı Görüntüleme Teknikleri

Murat Uçar, Mahinur Cerit

1. Manyetik rezonans görüntülemelerde doku ve organların içi özellikleri dışında kontrast çözünürlüğü etkileyen faktör hangisidir?
 - a. TE
 - b. Manyetik alan gücü
 - c. Sekans tipi
 - d. RF sargısı
 - e. Hepsi
2. Manyetik rezonans görüntülemelerde gürültü neden kaynaklanmaz?
 - a. Elektrik akımındaki random fluktuasyon
 - b. Hasta vücudundaki termal harekete bağlı RF salınımı
 - c. Gradient sargılardan kaynaklanan ses
 - d. İnsan vücudunda, sodyum, potasyum ve klorür gibi elektrik akımı taşıyan elektrik yüklü atomik parçacıklar
 - e. RF sargılarından kaynaklanan elektromanyetik dalgalar
3. Manyetik rezonans görüntülemelerde süre hangi parametrelerden etkilenir?
 - I. NEX
 - II. Kesit kalınlığı
 - III. TR
 - IV. FOV
 - a. I ve II
 - b. I ve III
 - c. I, II ve III
 - d. I, III ve IV
 - e. Hepsi
4. Aşağıdakilerden hangisi paralel görüntüleme yöntemlerinin özelliklerinden biri değildir?
 - a. Sinyal gürültü oranı artar.
 - b. Faz kodlama basamakları hızlı tamamlanır.
 - c. Artefaktlara duyarlıdır.
 - d. K-boşluğu verileri faz kodlama yönünde örneklenmiştir.
 - e. Çok kanallı sargılar kullanılır.
5. SENSE ve GRAPPA yöntemleri ile ilgili aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. SENSE’de eksik bilginin tamamlanması için sargı elemanı duyarlılık haritaları kullanılır.
 - b. GRAPPA’da eksik bilginin tamamlanması için otomatik kalibrasyon sistemi kullanılarak elde edilen ağırlıklandırma faktörleri kullanılır.
 - c. SENSE’de Fourier transformasyon sonrası görüntü üzerinde rekonstrüksiyon yapılırken, GRAPPA’da Fourier transformasyon öncesi k boşluğu üzerinde rekonstrüksiyon yapılır.
 - d. SENSE yöntemi nefes tutamayan hastalarda ilk kullanılması gereken yöntemdir.
 - e. Akciğer, paranazal sinüs gibi sargı elemanı duyarlılık haritalarının düzgün oluşturulamadığı bölgelerin görüntülenmesinde GRAPPA yöntemi kullanılmalıdır.