

MRG Artefaktları ve Çözüm Yöntemleri

Banu Topçu Çakır 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- MR görüntüdeki artefaktların tanımı
- Artefaktları giderme yöntemleri
- Artefakta sebep olan faktörler

Topçu Çakır B. MRG Artefaktları ve Çözüm Yöntemleri. Trd Sem 2020; 8: 315-337.

GİRİŞ

MRG'nin son yıllardaki hızlı ilerleyişi klinik uygulamalarda oldukça tercih edilen bir görüntüleme modalitesi olmasına katkı sağlamıştır. Ancak bu ilerlemelere rağmen MRG'deki tanınasal kalite artefaktlar nedeniyle hala sınırlı düzeyde kalabilmektedir. Bu yüzden artefaktların nedenini anlamak ve çözüm yolları üretmek sık görülen artefaktları tanımaya, MRG kalitesini optimize etmeye, tanınasal verimliliği artırmaya fayda sağlayacaktır.

MRG ARTEFAKTLARI VE ÇÖZÜM YÖNTEMLERİ

Artefakt anatomik olarak normalde var olmayan ancak çeşitli etkenlerden dolayı MRG'ye yansıyan yapılardır. Aslında tüm MR görüntülerinde bir miktar artefakt mevcuttur. Bazı artefaktlar sadece azaltılabilirken bazıları tamamen ortadan kaldırılabilmektedir. Bu nedenle hem optimum görüntü elde etmek hem de patoloji ile

karıştırmamak için artefaktın nedeni ve nasıl ortadan kaldırılabileceği bilinmelidir. Birçok faktör MRG'de artefakta neden olabilir (Tablo 1). Bu makalede sık görülen artefaktlar ve çözüm yolları gözden geçirilecektir.

Hareket-Hayalet (Ghosting) Artefaktı

İnceleme sırasında hareket eden doku/sıvının neden olduğu sık görülen bir artefaktır. Faz kodlama yönünde bulanıklaşma (blurring), hayalet (ghosting) artefaktı şeklinde izlenir. Baş-boyun inceleme sırasında yutkunma ve/veya vasküler pulsasyona; torasik-abdominal inceleme sırasında solunum ve/veya kardiyak aktiviteye; abdominal-pelvik inceleme sırasında bağırsak peristaltizmine ikincil oluşabilir. Ayrıca tüm incelemelerde hastanın istemli/istemli hareketine bağlı görülebilir (Resim 1). Hayalet artefaktları görüntüde dokudan toplanan sinyalin tamamı veya bir kısmının hatalı yerleştirilmesi sonucu görülür. Hayalet artefaktlarının görünümü veriler elde edilir-

Ankara Şehir Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Ankara, Türkiye

✉ Banu Topçu Çakır • banutopcu@yahoo.com

© 2020 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2020.862
turkadyolojiseminerleri.org

Tablo 1: MRG'de Artefakt Nedenleri

Hareket	İstemli/istemli hareket
	Peristaltizm
	Yutkunma
	Göz hareketleri
	Kan/BOS akım
	Kardiyak
	Solunum
Manyetizma	Manyetik duyarlılık
Rezonans frekans	Kimyasal kayma
	Tip 2 Kimyasal Kayma Artefaktı (phase cancellation-black boundary)
Örnekleme	Katlanma (Aliasing-Wrap around)
	Trunkasyon (Gibbs-Ringing)
Voksel	Parsiyel hacim
	Kesitlerin üst üste binmesi (slice overlap-cross talk)
Donanım-teknik-diğer	Yetersiz yağı baskılama
	RF etkileşim veya Zipper
	Annefact
	Balık sırtı (Herringbone)-Crisscross-Corduoy
	Girdap Akım (Eddy Current)

ken sinyallerdeki değişimin nasıl ve ne zaman olduğuna bağlıdır. Bu değişim k-alanına kodlanırken oluşan magnitüd ve/veya faz deviasyonu sonucu görülebilir. Magnitüd hatası RF pulsu uygulanırken sinyali oluşturan voksel yer değiştirirse meydana gelir. Faz hatası ise transvers manyetizasyon oluştuğunda hasta hareket ederse ve hareket uygulanan manyetik alana dik ise oluşur. Faz hatası k alanının neresinde ise hayalet artefaktı da ona göre izlenir.

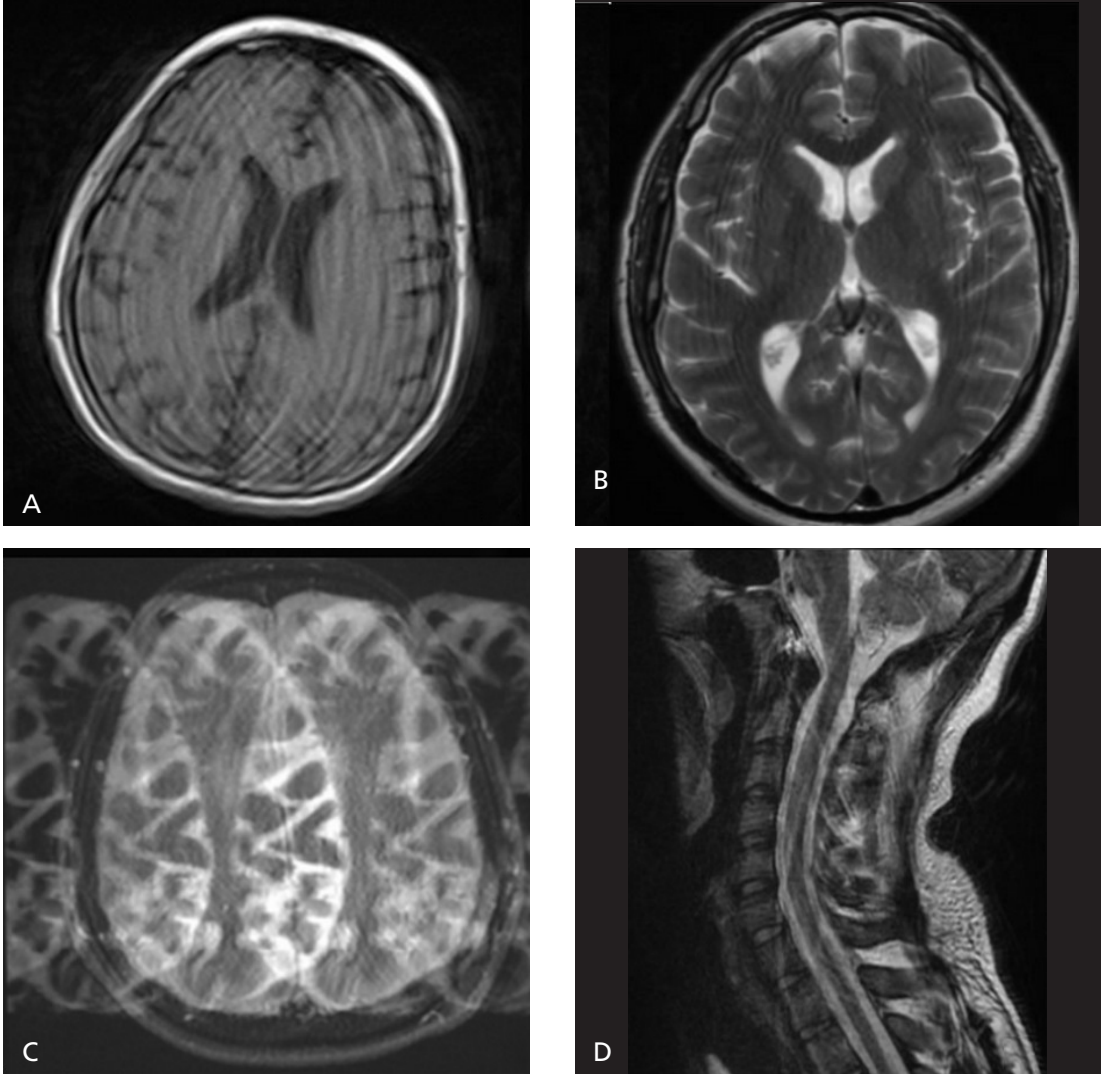
Eğer X aksisi boyunca olursa frekans kodlama yönünde, Y aksisi boyunca olursa faz kodlama yönünde görülür. K alanı santralinde olursa görüntüde kirlenme (smearing) şeklinde artefakt izlenir [1]. Faz hatası periyodik ise hayalet artefaktı, değilse kirlenme (smearing) artefaktı meydana gelir [2]. **Hayalet artefaktları teorik olarak hem frekans kodlama hem de faz kodlama yönünde görülebilse de pratikte hemen her zaman faz kodlama yönünde izlenir. Faz kodlama yönünde verilerin elde edilmesi kısmen daha uzun zaman (yüzlerce milisaniyeden-dakikalara kadar) aldığından artefaktın oluşması için oldukça geniş zaman aralığı oluşur. Bu durumun aksine frekans kodlamada verileri toplama süresi milisaniyelerle sınırlıdır. Dolayısıyla bu kısa süre zarfında oluşan hareket belirgin artefakta neden olamamaktadır [3].**

Hayalet artefaktları mevcut patolojinin görülmesini engelleyebilir ya da patolojiyi taklit edebilir (Resim 2). Ayrıca görüntüde düşük SNR'ye bağlı incelemenin rezolüsyonunda azalmaya neden olur.

Solunum sırasında toraks ve abdomenin periyodik hareketi hayalet artefaktına neden olur. Solunum hızı sabit ise faz kodlama yönünde periyodik birkaç ya da multipl çizgilenmeler şeklinde artefakt izlenecektir (Resim 3). Subkutanöz doku gibi yüksek sinyalli yapılar hayalet artefaktının artmasına neden olur. Periyodik olmayan başka bir artefakt tipi ise göz hareketlerinin neden olduğu kirlenme (smearing) artefaktıdır (Resim 4). Peristaltizm rastgele hareket olup görüntüde genel bulanıklaşmaya neden olur (Resim 5) [2]. Vasküler akım sık görülen hareket artefaktıdır (Resim 6). BOS akım artefaktları da spinal incelemede T2A görüntülerde sık karşılaştığımız artefaktlardır (Resim 7). FLAIR görüntülerde ventriküler sistem içerisinde BOS akım artefaktları artmış sinyal intensitesi olarak oldukça sık görülür (Resim 8). Bu görünümü Lavdas ve ark. [4] 200 vakalık çalışmalarında % 86 oranında tespit etmişlerdir.

Cözüm yolları

Hareket kaynaklı artefaktları azaltmak için birçok çözüm tekniği kullanılabilir.



Resim 1. A-D. (A) Aksiyel T1A, (B) aksiyel T2A, (C) aksiyel yağ baskılamalı (YB) FLAIR beyin MR görüntülerde ve (D) sagittal T2A servikal vertebra MR görüntüde faz kodlama yönünde hasta hareketine bağlı hayalet (ghosting) artefaktları izleniyor.

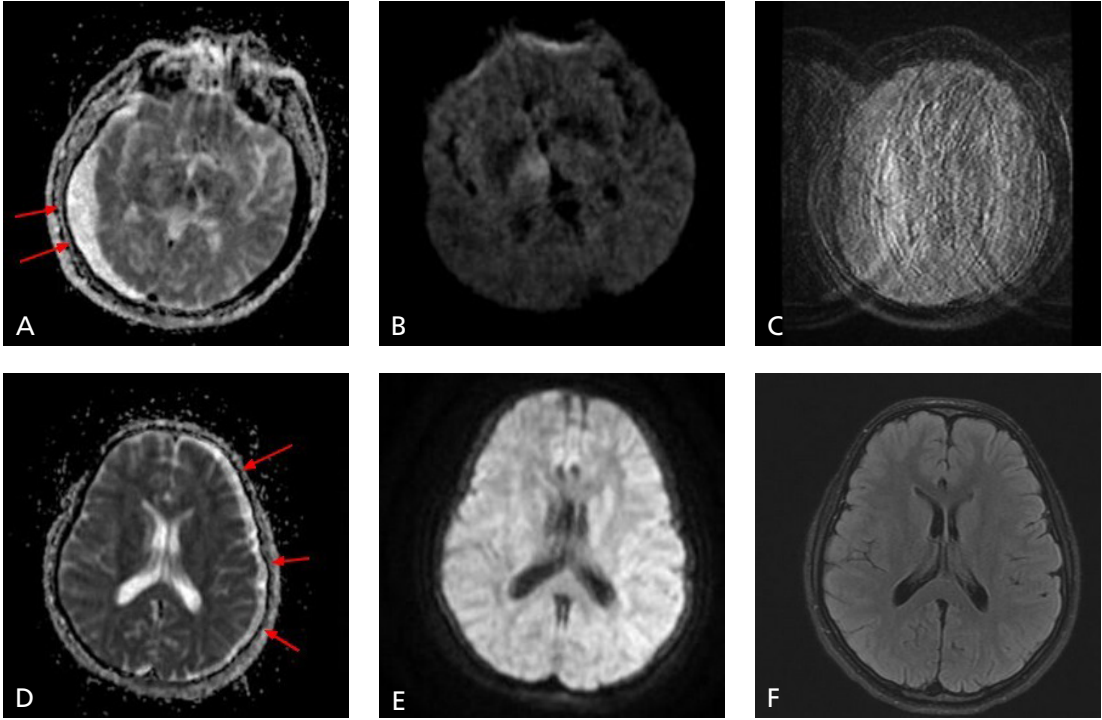
Hasta koopere ise bilgilendirme/egitim verilmesi pratikte kullanılan yöntemlerdendir. Çekim sırasında nefes tutmasının söylenmesi hatta çekim öncesinde gösterilmesi solunum artefaktlarını engellemede yardımcı olabilir. İncelenecek alan sünger, kemer, bant gibi çeşitli malzemeler ile sabitlenerek çekim esnasında hareket etmesi engellenebilir. Hasta MR cihazında kalamıyorsa sedasyon ve hatta genel anestezi ile çekim yapılabilir.

Periyodik olmayan peristaltik hareketler ise glucagon gibi anti-spazmodik ilaçlar kullanılarak azaltılabilir. Abdomen çevresine kemer

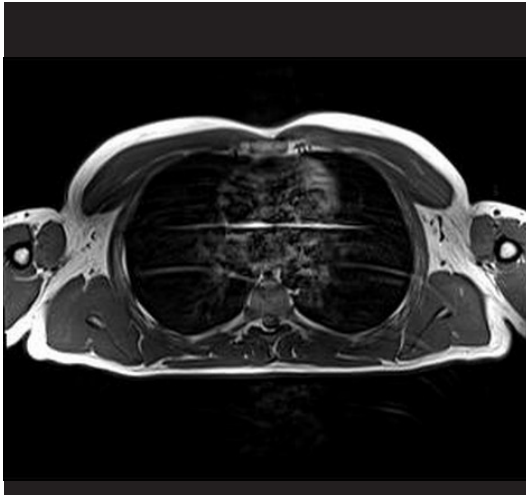
bağlanabilir ancak bu uygulama hasta için çok konforlu olmayabilir. Pron pozisyonunda inceleme yapmak da peristaltizmi azaltabilir [5].

Yağ gibi yüksek sinyalli yapıların artefakt oluşturma eğilimi daha fazladır. Çünkü hareketin neden olduğu hayalet artefaktı, kenar-detay bilgisini kodlayan (k alanının periferindeki yüksek frekanslı veriler) verilerin elde edildiği sırada izlenebilir. Yağ da yüksek sinyalli olduğundan kenar ilişkili artefaktlar oluşturur [3]. Önlemek için yağ baskılamalı sekanslar kullanılabilir.

İncelenecek alana yönelik koil kullanılırsa ve o alan dışında kalan ve hareket eden do-



Resim 2. A-F İki farklı hastada hareket artefaktlarına bağlı ADC haritalarında (A, D) yalnızca subdural hematom görünümü mevcut (oklar). Bu görünüm (B, E) difüzyon ağırlıklı görüntüde b:1000'de ve (C, F) FLAIR görüntülerde izlenmiyor. Ayrıca ilk hastada (C) FLAIR görüntüde harekete bağlı hayalet (ghosting) artefaktı görülüyor.



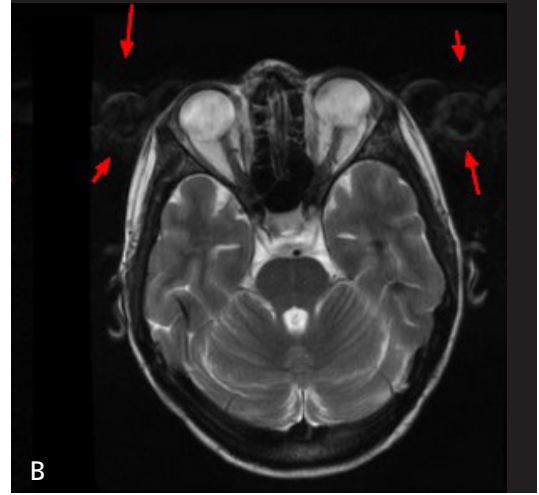
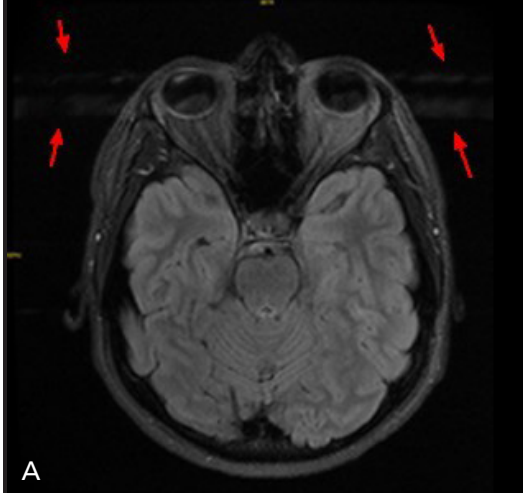
Resim 3. Aksiyel T1A toraks MR görüntüde faz kodlama yönünde solunuma bağlı periyodik çizgilenmeler izleniyor.

kulardan gelebilecek istenmeyen sinyaller önlenmiş olur.

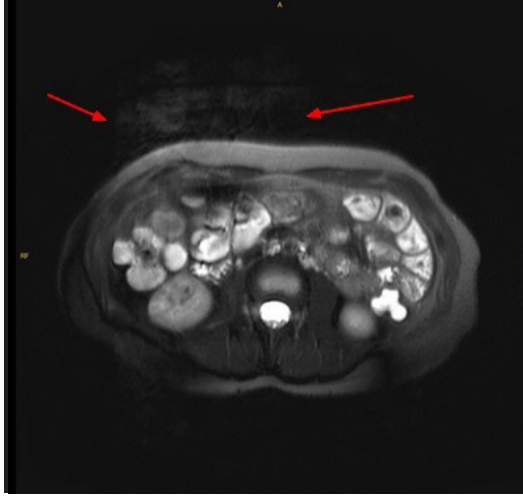
Hareket artefaktları uygun sekans/parametrelerle de azaltılabilir. Frekans ve faz kodlama

yönü değiştirilebilir. Böylece artefakt incelenecek alan dışında kalır (Resim 9).

Presaturasyon pulsarı kullanılabilir. Özellikle çok kesitli (multislice) sekanslarda akan kan birden fazla kesitten geçtiği için birçok RF pulsundan etkilenir. Bu nedenle görüntüde hatalı kodlanarak artefakta neden olur. Bu artefaktı azaltmak ve akan kanın signal void görünmesi için kesite girmeden vasküler yapılara presaturasyon pulsarı uygulanır. Görüntüye girmeden ek RF pulsı (90° RF pulsı) uygulanır spinler satüre olur (transvers manyetizasyon oluşur). Daha sonra güçlü gradientler uygulanarak bozulur, kesite girdiklerinde longitudinal manyetizasyonları yoktur veya çok azdır. Bu nedenle kesitte uygulanan eksitasyon pulsarından etkilenmezler. Dolayısıyla vasküler yapıda MR sinyali ya hiç görülmez ya da çok az olur. Abdominal görüntülemelerde süperiora uygulanırsa arteriyel vasküler yapılardan gelen artefaktı, inferiora uygulanırsa venöz vasküler yapılardan gelen artefakt engellenir [2, 5]. Yine presaturasyon



Resim 4. A, B. (A) Aksiyel FLAIR ve (B) T2 A görüntülerde göz hareketinin neden olduğu kirlenme (smearing) artefaktı görülüyor (oklar).



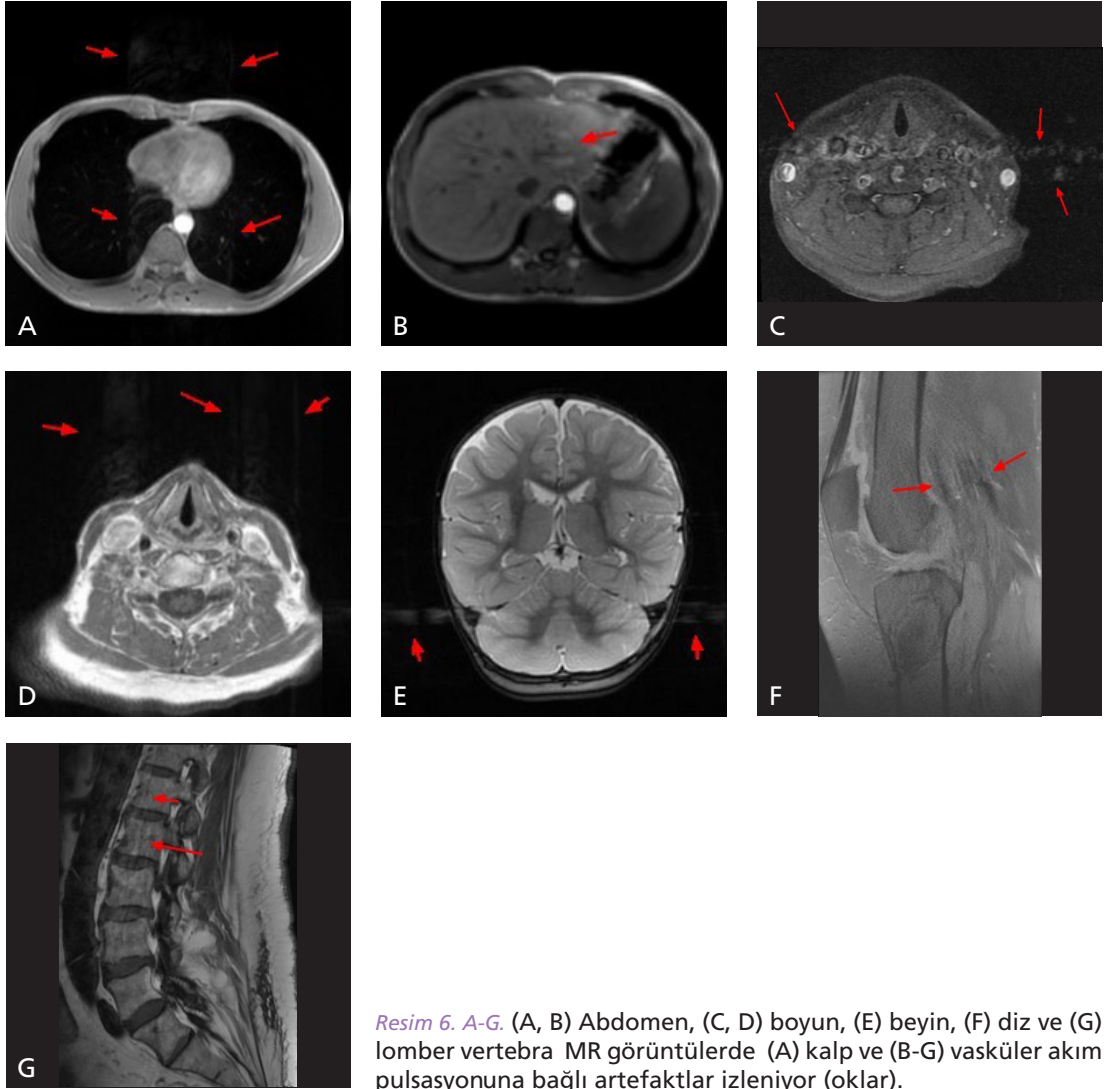
Resim 5. Aksiyel YB T2A görüntüde bağırsak peristaltizmine bağlı artefakt izleniyor (oklar).

pulsuları kullanılarak yutmaya bağlı artefaktlar engellenebilir (Resim 10).

NEX'i artırmak hareket artefaktlarını azaltmak için kullanılabilecek başka bir yöntemdir. K alanının doldurulması için faz kodlama sayısı kadar TR'nin (tekrarlama zamanı) tekrar edildiğini ve her bir TR'de bir faz kodlama sırasının doldurulduğunu hatırlayalım. NEX ise bir sıranın doldurulması için TR'nin kaç kere tekrar edildiğini gösterir. NEX arttıkça dokudan gelen sinyal artacağı için SNR artar ve hareket artefaktının neden olduğu sinyal dokuya göre düşecektir. Ancak bu durumda da görüntüleme süresi artacaktır [2].

Hızlı görüntüleme sekansları veya paralel görüntüleme teknolojisi kullanmak da görüntüleme süresi azaldığı için artefaktları minimize edebilir.

Hareketi kompanse etmek için bazı yöntemler mevcuttur. Solunum kompanzasyon veya tetikleme de bu yöntemlerdendir. Her iki yöntemde de toraks ya da abdomen etrafına yerleştirilen kemer ile solunum hareketi tespit edilir. Solunum kompanzasyon tekniğinde önce hastanın solunum siklusu haritalanır ve incelemede faz kodlama basamaklarının sırası ona göre değiştirilir. Her iki nefes alma arası sürede k alanının merkezine, maksimum solunum boyunca ise periferiye yerleştirilecek sinyaller elde edilir. Hastanın solunumu ne kadar düzenliyse artefakt da o kadar iyi suprese edilir. Düzensiz solunumda faydalı olmayabilir [6]. Solunum tetiklemede ise faz kodlama basamaklarının sırası değiştirilmez. Solunum siklusunun sadece bir kısmında (ekspirasyon sonu) veriler elde edilir. TR hastanın solunum hızına bağlıdır. Ekspirasyon sonunda veriler toplanır [3, 5]. Navigator eko tekniğinde ise ek navigatör puls kullanılır. Abdominal görüntülemelerde sık kullanılan bu yöntemde diyaframa dik tek boyutlu uzaysal kodlama gradienti yerleştirilir. Diaframdan gelen eko ile diaframın pozisyonu tespit edilir (Resim 11). Buna göre de ekspirasyon sonunda veriler toplanır [2]. Kardiyak tetikleme tekniği kardiyak MR incelemede



Resim 6. A-G. (A, B) Abdomen, (C, D) boyun, (E) beyin, (F) diz ve (G) lomber vertebra MR görüntülerde (A) kalp ve (B-G) vasküler akım pulsasyonuna bağlı artefaktlar izleniyor (oklar).

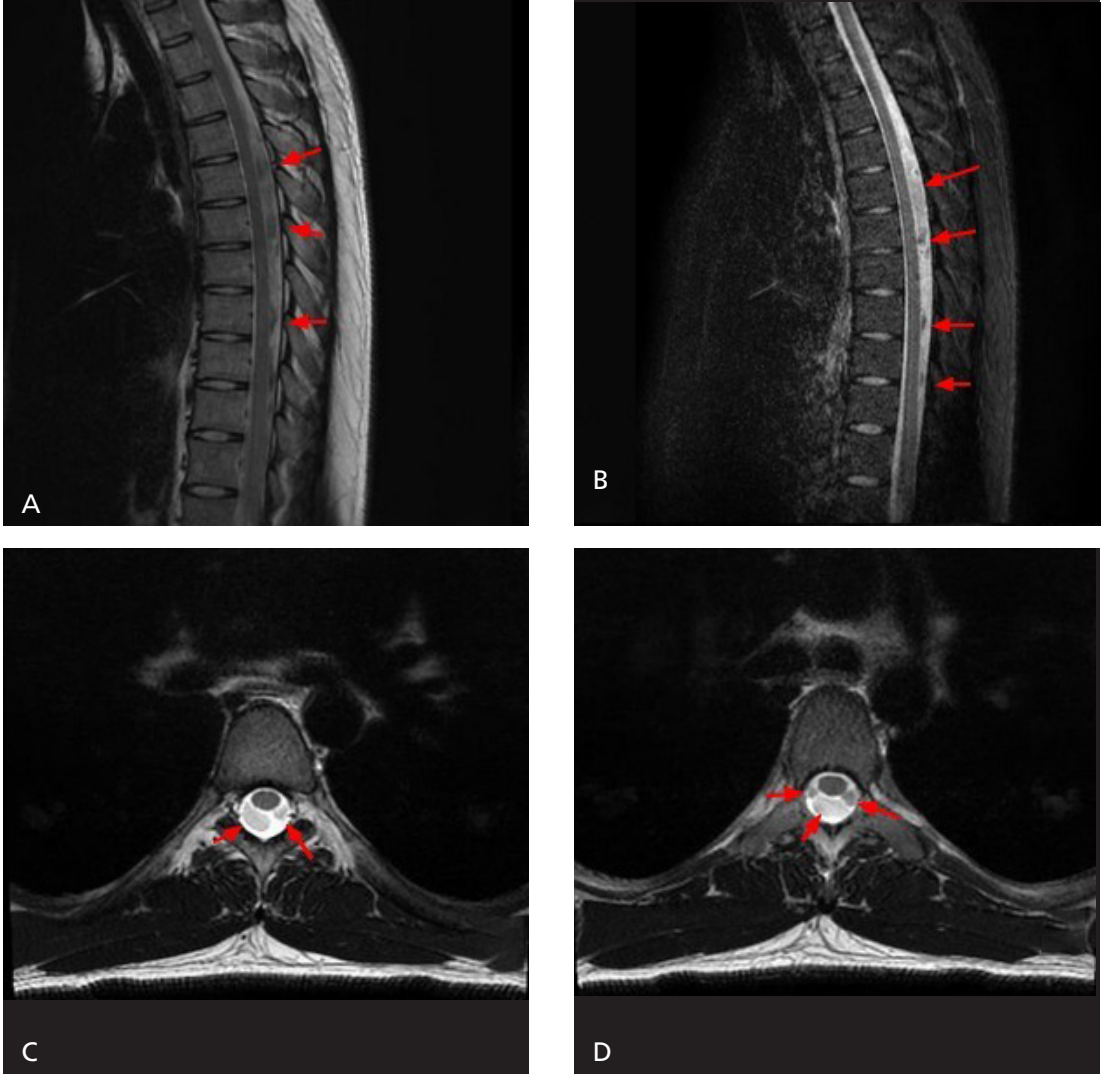
hareket artefaktı olmadan yeterli uzaysal rezolüsyon ve SNR ile tanısal inceleme yapabilmek için gereklidir [3]. Kalp atımı monitörize edilir. Prospektif tetikleme ya da retrospektif gating yapılabilir. Retrospektif gating’de kardiyak siklus boyunca aynı anda EKG sinyalleri de monitörize edilirken devamlı veriler elde edilir. Veriler kardiyak sıklusa göre tekrar düzenlenir. Prospektif tetiklemede ise veriler R-R dalgası arasında elde edilir. Tetikleme kardiyak siklusun belli zaman aralığında görüntü elde edebilmek için kullanılır [3].

Radial k-alanını doldurma tekniği de hareket artefaktlarında kullanılabilen kendi kendini düzeltici (self correcting) metotlardandır. K ala-

nının standart sıra sıra doğrusal doldurulması yerine multishot radial teknik kullanılır. Bu teknikte veriler santralden perifer doğru multipl üst üste binen radial örneklemeler ile elde edilir. Bu şekilde özellikle k alanının merkezinden çok fazla örnekleme ve data elde edilmiş olur. Yanlış veriler düzeltilir (Resim 12) [1].

Manyetik alan inhomojenitesi

Klinik MR incelemede ana manyetik alan (B_0) inhomojenitesinde, doğrusal olmayan gradient alanların neden olduğu geometrik distorsiyonlar görülebilir. Bu durum MR sinyalinin hem frekans kodlama hem de faz kodlama yö-



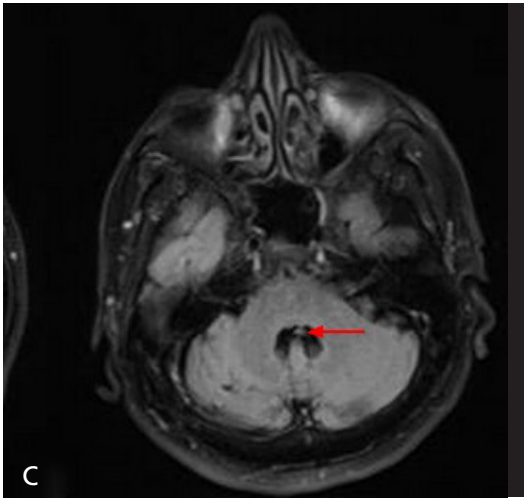
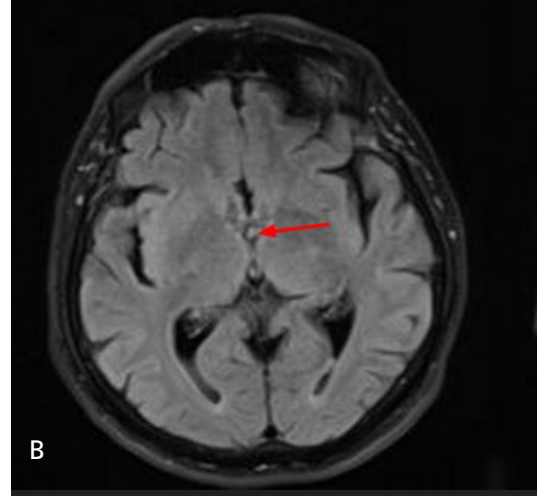
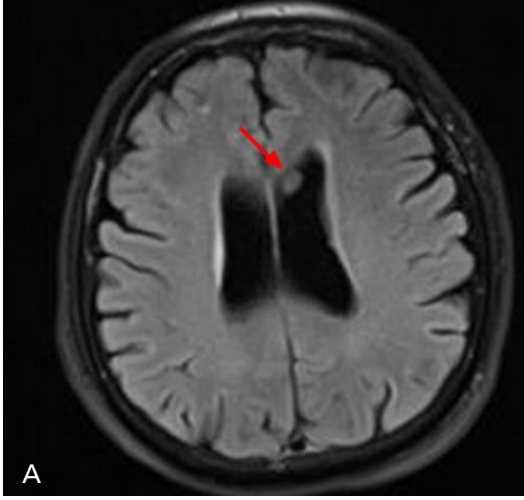
Resim 7. A-D. (A) Sagittal T2A, (B) sagittal STIR, (C, D) aksiyel T2A torakal vertebra MR görüntülerde BOS akım artefaktları izleniyor (oklar).

nünde hatalı yerleştirilmesine neden olabilir. Her ne kadar üretici firmalar MR sistemlerinde ana manyetik alan dağılımının mümkün olduğunca homojen olmasını sağlamaya çalışsalar da tüm MR sistemlerinde bir miktar manyetik alan inhomojenitesi oluşur. Özellikle geniş tüneli veya açık MR sistemlerinde daha belirgin görülen magnet periferine doğru manyetik alanda azalma izlenir [1].

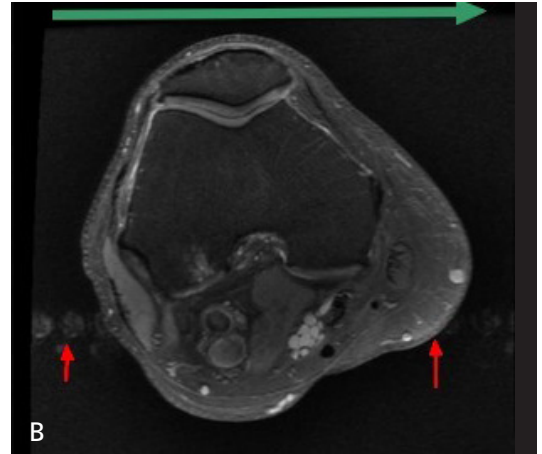
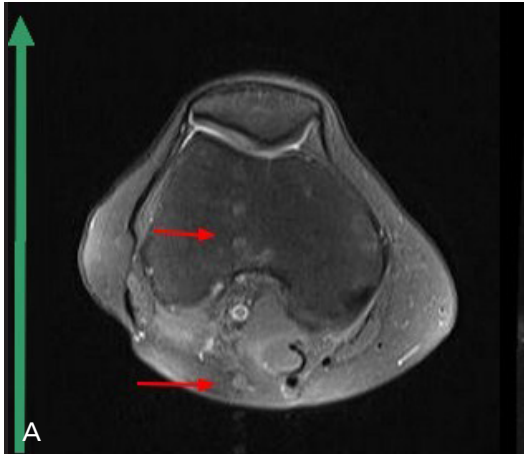
Manyetik Duyarlılık Artefaktı

Ana manyetik alan homojen olsa dahi çekim sırasında magnet içine yerleştirilen hasta man-

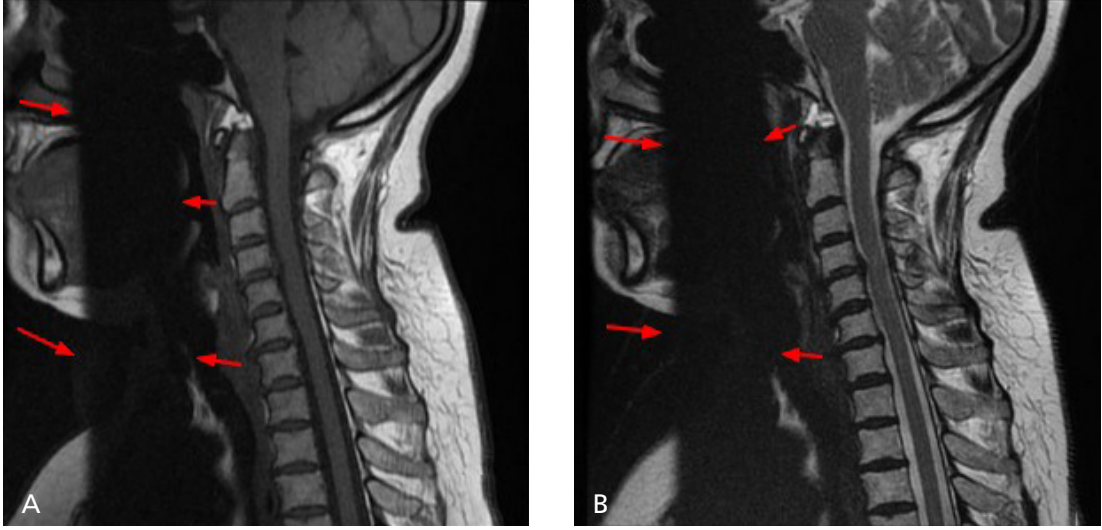
yetik alan homojenitesinde bir miktar bozulmaya neden olur. Hatırlayacak olursak manyetik alana maruz kalan dokular da güçlü manyetik alan etkisiyle manyetize olurlar ki buna manyetik duyarlılık denir. Yani manyetik duyarlılık dokunun manyetik alan içerisine konduğunda manyetik alan oluşturma eğilimidir. Manyetik duyarlılık eksternal manyetik alan yönünde (paramanyetik ise) veya tersi yönde (diamanyetik ise) olabilir. Her dokunun manyetik duyarlılığı farklıdır [1, 6]. Kortikal kemik veya akciğer, bağırsak gibi hava dolu organlar az miktarda manyetik duyarlılığa sahipken yumuşak dokular daha yüksek duyarlılıktadır. Dokular arası



Resim 8. A-C. Aksiyel YB FLAIR görüntülerde (A) sol lateral ventrikül, (B) 3. ventrikül ve (C) 4. ventrikül içerisinde hiperintens BOS pulsasyon artefaktları izleniyor (oklar).



Resim 9. A, B. Aksiyel YB PD görüntüler ve faz kodlama yönleri (yeşil oklar) izleniyor. A'da faz kodlama yönü ön-arka olduğu için vasküler pulsasyon artefaktı kemik üzerinde izleniyor (kırmızı oklar). B'deki gibi faz kodlama yönü sağ-sol olarak değiştirilirse pulsasyon artefaktı incelenecek doku dışında bırakılmış olur (kırmızı oklar).



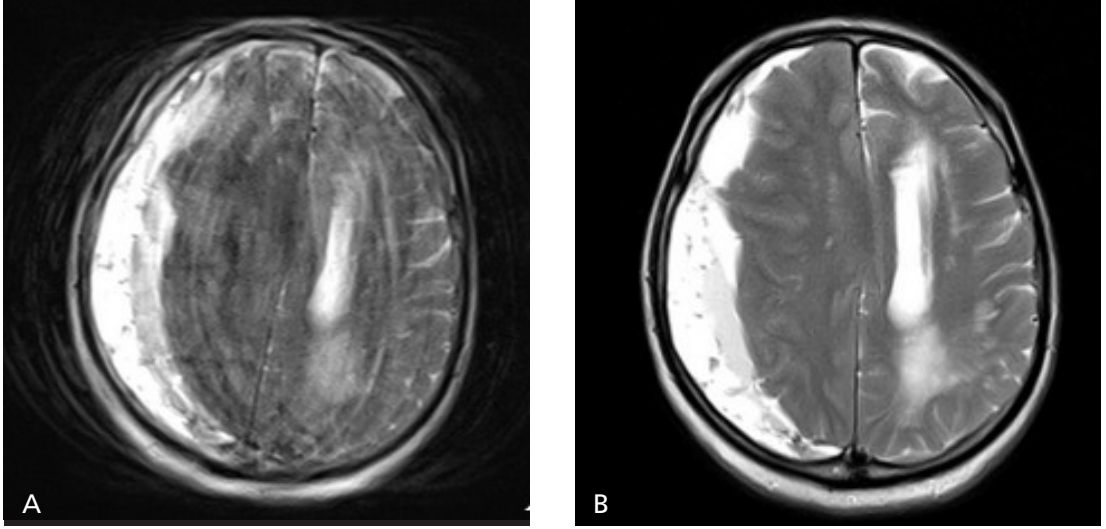
Resim 10. A, B. Sagittal (A) T1A ve (B) T2A servikal vertebra MR görüntülerde yutkunmaya bağlı oluşabilecek artefaktları önlemek için anteriora yerleştirilen presatürasyon bandları izleniyor (oklar).



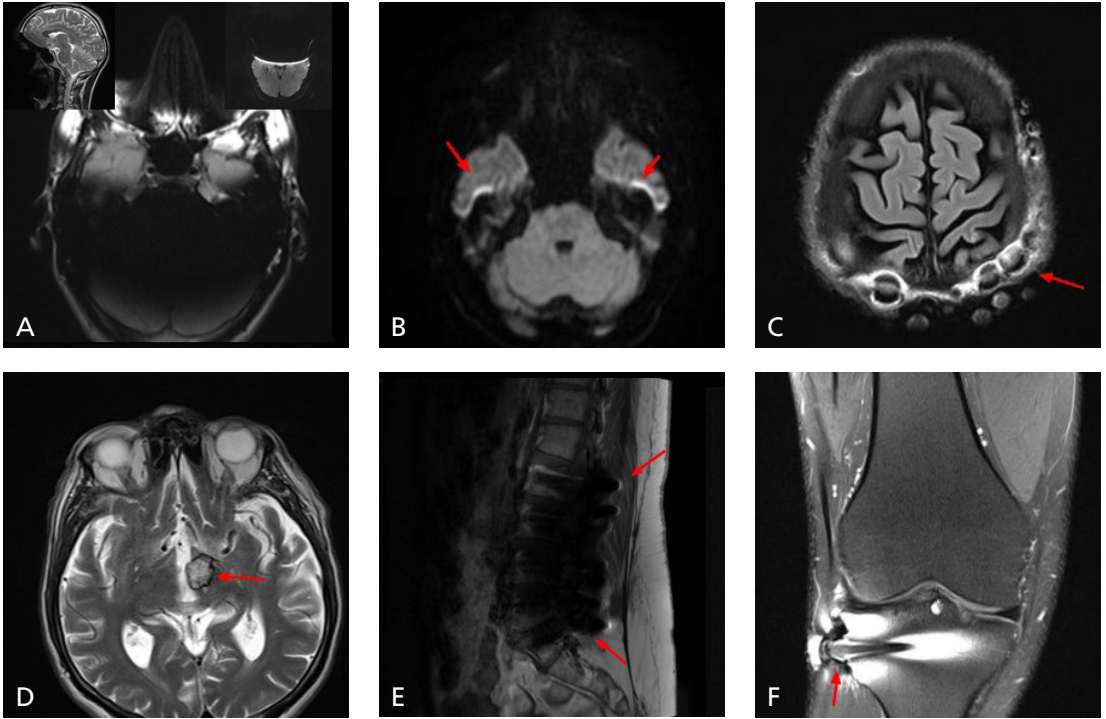
Resim 11. Abdomen MR incelemede solunum monitörizasyonu için kullanılan ve sağ diyaframa yerleştirilen navigatör eko yöntemi görülüyor.

duyarlılık farklılığı olması da manyetik alan inhomojenitesine neden olur. Sonuçta yüksek ve düşük manyetik duyarlılığa sahip bu dokuların arayüzlerinde (hava-doku, kemik-yumuşak doku gibi) lokal manyetik alan gradienti veya alan inhomojenitesinden kaynaklanan distorsiyon artefaktları izlenir. Paranazal sinüsler, orbita, akciğerler, kalp, mide, bağırsaklar en problemli alanlardır [2]. Bu artefaktlar en be-

lirgin olarak da diamanyetik objeler içerisindeki ferromanyetik materyal etrafında izlenir [7]. Diş telleri-dolgu materyalleri, yabancı cisim, hemosiderin, maskaradaki demire bağlı, cerrahi materyallere bağlı duyarlılık artefaktları izlenebilir (Resim 13). Ferromanyetik ve ferromanyetik olmayan materyallerin oluşturduğu artefaktlar manyetik duyarlılık dereceleri ile orantılıdır. Metal artefaktı üç şekilde izlenebi-



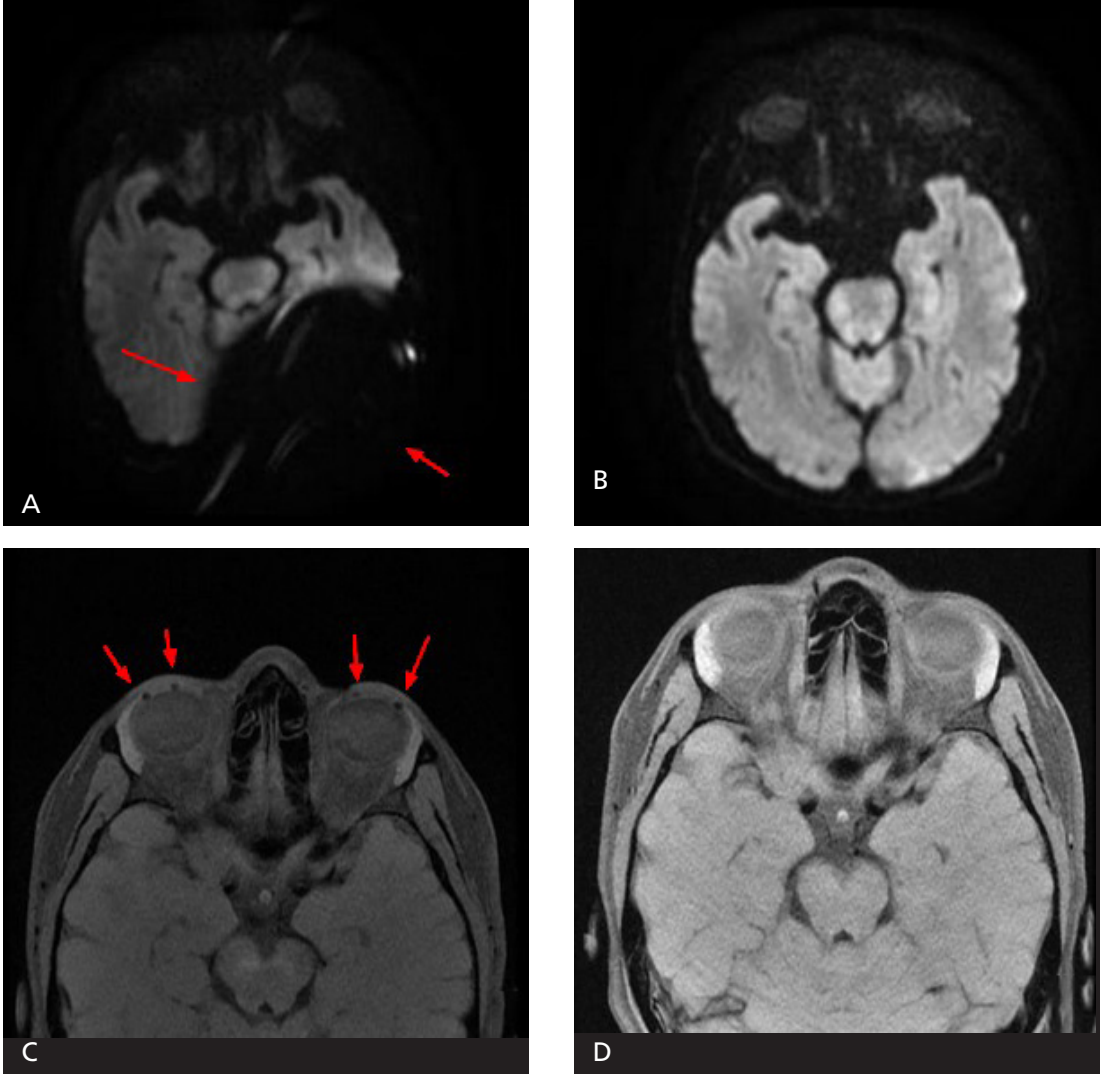
Resim 12. A, B. (A) Aksiyel T2A görüntüde hastanın belirgin hareketine bağlı hayalet artefaktı izleniyor. (B) Aynı hastaya artefaktı önlemek için k-alanını radial doldurma tekniğine dayalı kendi kendini düzeltici (self-correcting) sekans ile tekrar çekim yapılıyor.



Resim 13. A-F. (A) Dış teline bağlı, (B) difüzyon ağırlıklı görüntüde farklı duyarlılıktaki hava-parankim arayüzünde, (C) demir ustasının saç telleri arasında kalmış demir tozlarına bağlı, (D) kavernom etrafındaki hemosiderinde, (E, F) cerrahi materyallere bağlı oluşan duyarlılık artefaktları izleniyor (oklar).

lir. Görüntüde özellikle objenin kenarlarında geometrik distorsiyon; obje etrafında kademeleli veya belirgin signal void görünüm; objeye komşu keskin sınırlı yüksek sinyal intensiteleri görülebilir [3]. Spin eko sekanslar 180° refokus

pulsuları kullanıldığı için lokal alan inhomojenitelerinden daha az etkilenir. Gradient eko (GRE) sekanslar ve Eko-planar görüntülerde (EPI) ise duyarlılık artefaktları daha belirgindir. GRE'de refokus için gradientler kullanılır.



Resim 14. A-D. İki farklı hastada yabancı cisimlere bağlı duyarlılık artefaktları izleniyor. İlk hastada (A, B) saçındaki tokaya bağlı difüzyon ağırlıklı görüntüde (A) belirgin duyarlılık artefaktı mevcut (oklar). (B) Toka çıkarıldığında artefakt da ortadan kalkıyor. İkinci hastada rimel kalıntısına bağlı aksiyel FS T1A görüntüde (C) hipointens görünüm (rimelin içeriğindeki demir tozu nedeniyle) izleniyor (oklar). Makyaj tamamen temizlenip çekim tekrarlandığında (D) hipointens görünümün kaybolduğu görülüyor.

EPI’de ise tüm k alanı bir RF pulsu ile elde edilen veriler ile doldurulur, gradient refokus kullanılarak elde edilen bu single shot görüntüleme de artefaktların oluşma olasılığını artırır [2, 6]. Öte yandan duyarlılık artefaktı klinikte avantaj olarak da kullanılmaktadır. Hemoraji, kalsifikasyonu değerlendirmek amacıyla spin eko sekanslara GRE veya manyetik duyarlılık görüntüleme sekansları eklenmektedir [2, 5].

Manyetik alan gücü arttıkça duyarlılık artefaktı da artmaktadır.

Çözüm yolları

Gradient eko sekansları yerine hızlı spin eko (FSE) sekansları kullanılabilir. FSE’de kullanılan multipl 180° pulsaları manyetik duyarlılığı oldukça azaltır [5]. Tabi günümüzde kullanılan paralel görüntüleme ile birlikte multishot EPI ve radial k alanı örnekleme teknikleri ile birlikte bu artefaktlar azalmıştır [2]. Manyetik duyarlılık manyetik alan gücü, vokselle hacmi ve TE ile orantılıdır. Dolayısıyla düşük manyetik

alandaki manyetik duyarlılık azalır [5]. Bununla birlikte 3 T sistemlerde SNR'nin artışıyla birlikte yüksek band genişliği (BW) ve paralel görüntülemenin kullanımı bu artefaktların azalmasına olanak sağlar [2].

Yabancı cisim ortamdan uzaklaştırılabilirse bu da kolay bir çözüm yöntemi olabilir (Resim 14).

Voksel hacmi azalırsa voksel içerisindeki lokal manyetik alan inhomojenitesi azalır ve manyetik duyarlılık da azalır [2].

Uzun TE'de artefakt belirginleşir. Çünkü TE uzadıkça protonların defaze olması için gerekli süre sağlanmış olur. Dolayısıyla TE kısa tutulursa manyetik duyarlılık da azalır [5]. Frekans kodlama yönünde yüksek BW kullanmak bu yöndeki distorsiyonu azaltır [5].

Cerrahi materyali olan hastalarda ekstremité, spinal incelemelerde en iyi yağ baskılamalı sekansı STIR (short TI inversion recovery) sekansıdır. STIR sekansı yağ ve suyun T1 sürelerinden faydalanılarak longitudinal manyetizasyonun tekrar oluşmasına dayalı bir görüntüleme yöntemidir. Dolayısıyla salınım frekans farklılığına dayalı ve öncesinde frekans selektif RF pulsu uygulanan diğer yağ baskılamalı tekniklere göre manyetik alan heterojenitesine o kadar duyarlı değildir [8].

Eğer kullanılan MR cihazında VAT (view angle tilting), SEMAC (slice encoding for metal artefact correction), MAVRIC (multiacquisition with variable resonance image combination) gibi yazılım paket programları mevcut ise metal artefaktlarını azaltmak için kullanılabilir [9].

Kimyasal Kayma Artefaktı

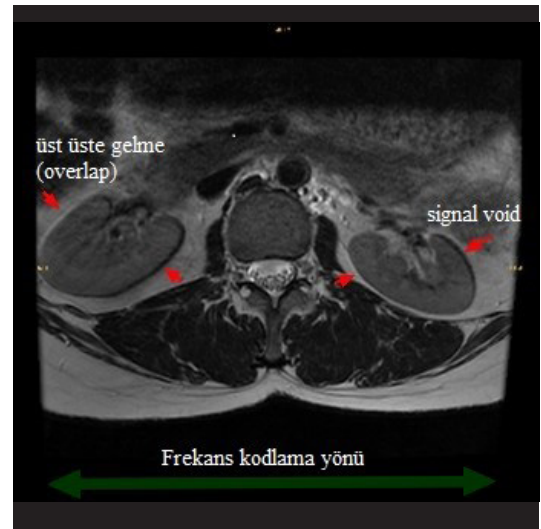
Kimyasal kayma fenomeni protonlardaki salınım frekans farklılığından kaynaklanan sinyal intensite değişiklikleridir. Klinik olarak en belirgin su ve yağ sinyalleri arasında görülür. Suda hidrojen atomu oksijene, yağda ise karbona bağlıdır. Bunun sonucunda protonlar farklı kimyasal çevrede yer alırlar ve manyetik alan uygulandığında farklı frekansta salınım yaparlar. Su ve yağ arasındaki frekans farklılığı 3,5

ppm'dir [10]. Yağa bağlı protonlar yavaş, suya bağlı olanlar ise daha hızlı salınım frekansı gösterir. Bu fark 1,5 T için 220 Hz, 3 T için 440 Hz'dir. MR'de su protonlarının salınım frekansı esas alınarak veriler uygun voksellere yerleştirildiğinden yağ protonları frekans kodlama yönünde hatalı kodlanır. Özellikle mesane, orbita, böbrek gibi (yağ ile çevrili, sıvı içeren yapılar) su-yağ arayüzlerinde görülür [2, 6, 8]. Yüksek frekanslı tarafta artmış, düşük frekanslı tarafta azalmış intensitede lineer bantlar izlenir (Resim 15). Manyetik alan gücü arttıkça salınım frekans farkı artacağından artefakt daha belirgin hale gelir.

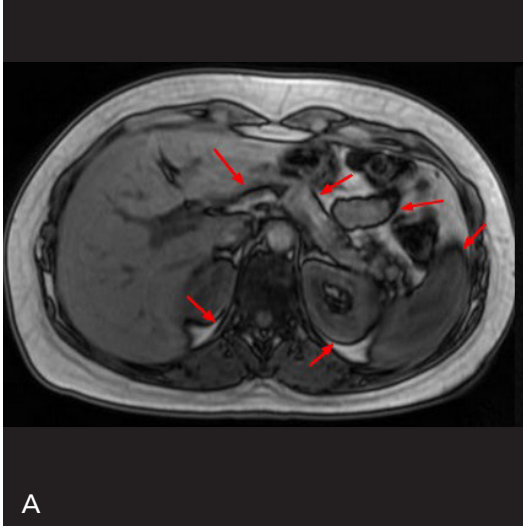
Cözüm yolları

Kimyasal kayma artefaktını engellemek için çeşitli önlemler alınabilir. Faz ve frekans kodlama yönü değiştirilebilir. Frekans kodlama yönü yağ-su arayüzü daha az olan tarafa ya da artefakt inceleme alanı dışına gelecek şekilde değiştirilebilir [2].

Su veya yağ baskılama teknikleri uygulanabilir.



Resim 15. Aksiye T2A görüntüde her iki böbrek ve komşu yağ doku arayüzlerinde kimyasal kayma artefaktı izleniyor. Frekans kodlama yönünde su ve yağın salınım frekanslarındaki farklılıktan dolayı yanlış kodlanması sonucu siyah (signal void) ve beyaz (üst üste gelme [overlap]) lineer bantlar izleniyor (oklar).



Resim 16. A, B. (A) Abdomen MRG’de karşı faz görüntüde ve (B) servikal MRG’de aksiyel MERGE (Multiple Echo Recombined Gradient Echo) görüntüde çini mürekkebi ile çizilmiş gibi siyah çizgilenmelerin görüldüğü tip 2 kimyasal kayma (black boundary) artefaktı izleniyor (oklar).

Kimyasal kayma miktarı her bir piksele düşen alıcı BW ile ilişkilidir. BW arttıkça kimyasal kayma artefaktı azalır. Örneğin 1,5 T cihazda frekans kodlama yönünde piksel sayısı: 256 ve BW: 16 kHz ise her bir piksel için aralık 16000/256: 62,5 Hz/piksel olacaktır. 1,5 T MR’da yağ-su frekans farklılığı 220 Hz idi. Dolayısıyla frekans kodlama yönünde yağa bağlı protonlar 220/62,5: 3,5 piksel kayacaktır. Eğer alıcı BW artırılırsa, örneğin 32 kHz yapılırsa (32000/256:125 Hz; 220/125:1,7) kayma 1,7 piksele düşecektir [5, 11]. Tabi BW’yi artırmak SNR’de azalmaya neden olacaktır.

Voksel boyutu küçültülerek (matriksi artırarak) aynı piksel içerisine girecek yağ ve suya bağlı proton miktarı azaltılabilir. Bu da yine SNR’de azalmaya neden olabilir [3].

Frekans kodlama yönündeki kimyasal kaymanın avantajları da vardır. Kimyasal kayma MR spektroskopisi incelemenin temelini oluşturur.

Tip 2 kimyasal kayma artefaktı (Faz sönümlenmesi [phase cancellation]; siyah sınır [black boundary]; çini mürekkebi [india ink])

Yağ ve sudaki protonlar arasındaki kimyasal kaymadan kaynaklanan ikinci artefakt tipidir. Gradient eko sekanslarda belli TE’lerde izlenir.

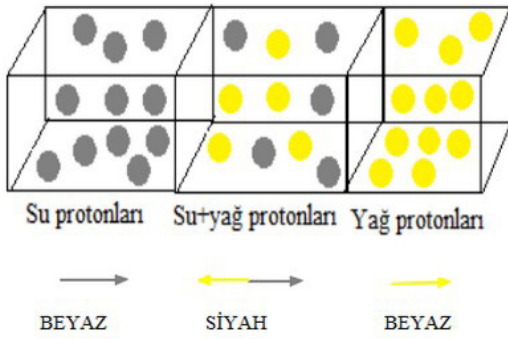
Abdomen tetkikinde karaciğerdeki steatozu, organlardaki yağ infiltrasyonunu ve yağ içeren lezyonları tespit etmek amacıyla rutin de kullanılan karşı faz görüntülerde görülür [6, 8]. Su-yag arayüzünde çini mürekkebi ile çizilmiş gibi ince siyah çizgilenmeler şeklinde görülen artefaktır (Resim 16). Bildiğimiz gibi incelenecek doku RF pulsu ile uyarıldığında longitudinal manyetizasyon ortadan kalkar ve transvers manyetizasyon oluşur. Başlangıçta su ve yağdaki protonlar aynı faz konumdadır. Ancak farklı salınım frekanslarından dolayı protonlar arasındaki faz uyumu zamanla bozulur. Bir süre sonra yağ ve suyun net manyetizasyon vektörleri 180° karşı fazda izlenir. Aynı voksel içerisinde su ve yağ protonları varsa ve bu protonların net manyetizasyon vektörleri 180° karşı fazda ise bu vektörler birbirlerini siler. O vokselin net manyetik vektörü sıfır veya çok düşük olacağı için görüntüde çok düşük sinyalli veya sinyalsiz izlenecektir (Resim 17) [8]. MR görüntülerde manyetik alan gücüne göre uygun TE seçilerek aynı faz ve karşı faz görüntüler elde edilebilir (Tablo 2) [8].

Çözüm yolları

Su ve yağın aynı fazda olduğu TE sürelerinde yani aynı faz görüntülerde bu artefakt

Tablo 2: Farklı manyetik alan gücüne göre karşı faz, aynı faz için gerekli TE süreleri

Manyetik alan gücü (T)	Karşı faz TE (msn)	Aynı faz TE (msn)
0,5	6,8; 20,4	13,6; 27,2
1	3,4; 10,2; 17	6,8; 13,6; 20,4
1,5	2,2; 6,6; 11; 15,4	4,4; 8,8; 13,2; 17,6
3	1,1; 3,3; 5,5; 7,7; 9,9	2,2; 4,4; 6,6; 8,8; 11

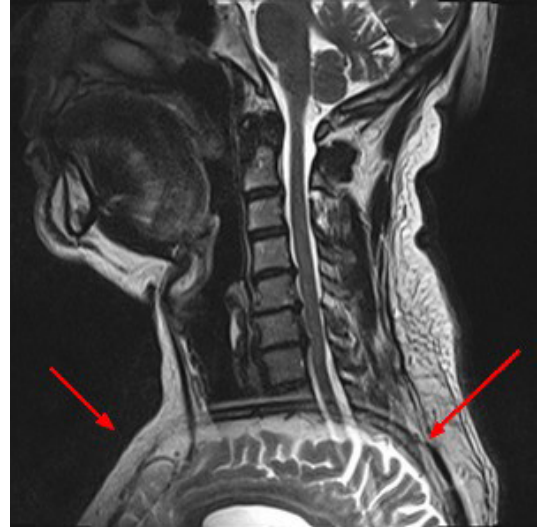


Resim 17. Birinci vöksel içerisinde sadece su protonları, ikinci vöksel içerisinde yağ ve su protonları ve üçüncü vöksel içerisinde sadece yağ protonları izleniyor. Eğer TE su ve yağ protonlarının net manyetik vektörleri karşı fazda olacak şekilde seçilirse ve ikinci vökselde olduğu gibi aynı vöksel içerisinde hem yağ hem su protonu varsa birbirlerinin manyetik vektörlerini silecekleri için bu vökselden sinyal alınmaz (siyah) ya da sinyali çok düşüktür. Birinci ve üçüncü vöksel ise sinyalli (beyaz) görülür.

ortadan kalkar. Bunun dışında kimyasal kaymayı engellemek için de geçerli olan yağ baskılamalı yöntemleri kullanmak, matriksi artırmak ve BW'yi artırmak bu artefaktta da kullanılabilir.

Katlanma (Aliasing-Wrap Around) Artefaktı

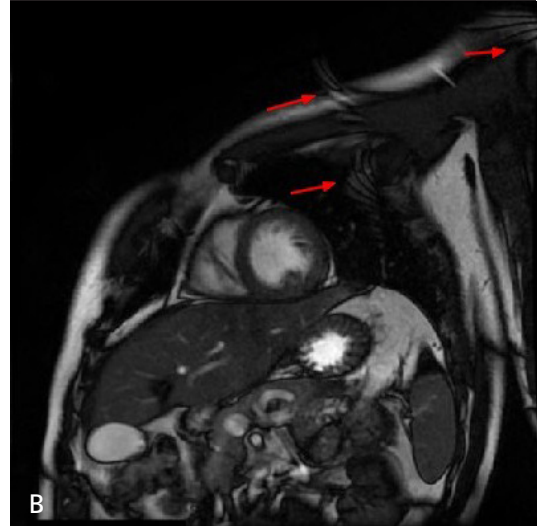
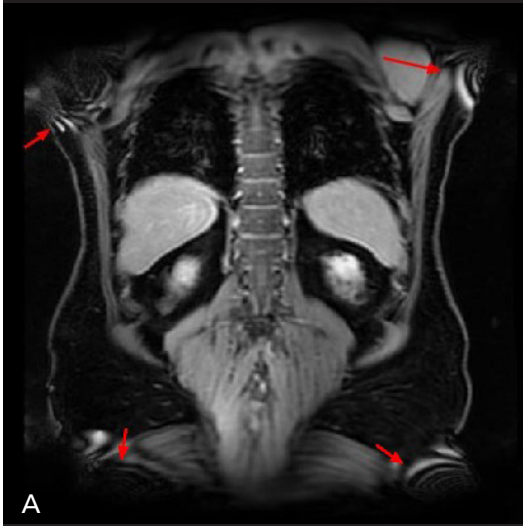
Dokunun boyutları belirlenen FOV'dan büyük ise FOV dışında kalan alanın karşı tarafa katlanması ile sonuçlanan artefaktır. Frekans



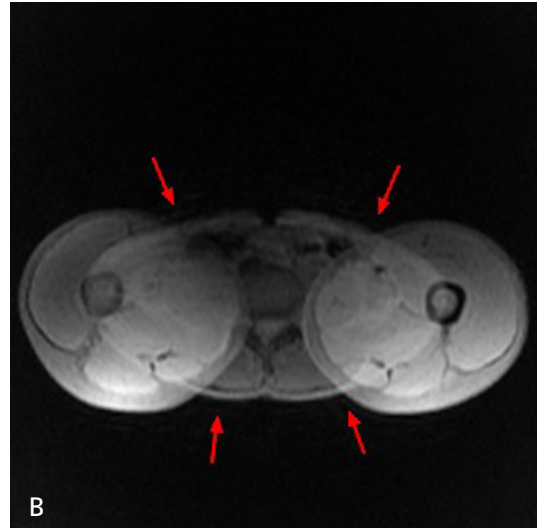
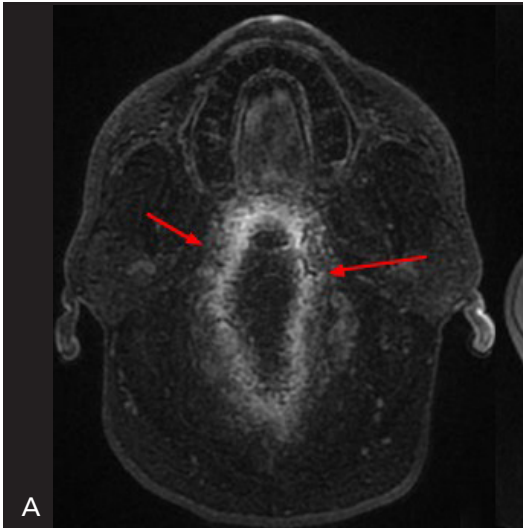
Resim 18. Sagittal T2A servikal vertebra MR görüntüde FOV içerisinde FOV dışı dokunun hatalı olarak karşı tarafa kodlanması ile sonuçlanan katlanma artefaktı görülüyor (oklar).

veya faz kodlama yönünde görülebilir ancak yeni cihazlarda frekans kodlama yönünde bu problem çözüldüğü için günlük pratikte sıklıkla faz kodlama yönünde izlenir [8]. Katlanma (Aliasing) yetersiz örneklemeyle ilgili görülen artefaktır. Nyquist örnekleme teoremine göre sinyalin doğru ölçümü için örnekleme oranının sinyaldeki en yüksek frekansın en az iki katı olması gerekmektedir [12].

FOV dışında kalan ve uyarılmış doku da yüksek ve düşük faz ve frekans bilgisi taşır. Bunlar fourier transformasyon boyunca yanlış yorumlanarak görüntü içerisinde karşı tarafa kodlanır (Resim 18). Bunun nedeni FOV içerisindeki sinyalin faz aralığının 0 ile 360° arasında kodlanıyor olmasıdır. Fazın sirküler doğasından dolayı FOV dışından gelen ve 380° olan sinyal (=360°+20°) FOV içindeki 20° fazdan ayırt



Resim 19. A, B. (A) Abdomen ve (B) kardiyak MR görüntülerde gradient eko sekanslarda görülen zebra çizgilenmeleri izleniyor (oklar).



Resim 20. A, B. (A) 3 boyutlu aksiyel beyin ve (B) abdomen MR görüntülerde son kesitlerde katlanma artefaktları izleniyor (oklar).

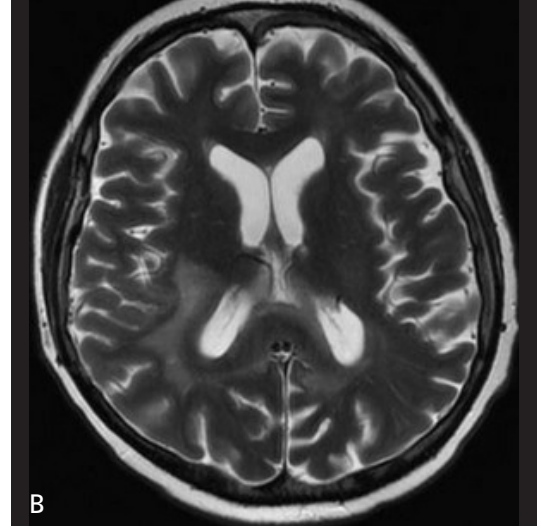
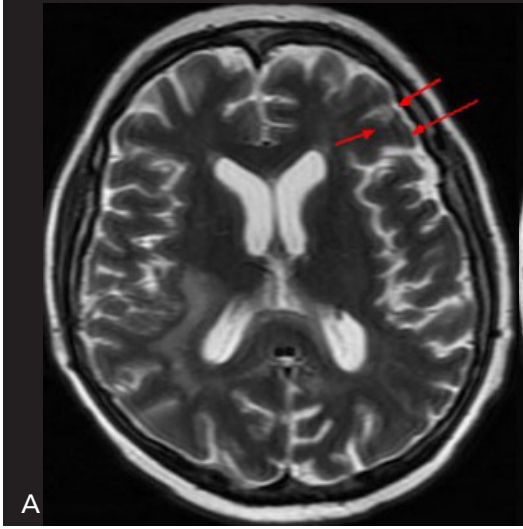
edilemez. Dolayısıyla FOV dışındaki yüksek frekanslı sinyal düşük frekanslı olarak algılanıp FOV içinde düşük frekanslı olan karşı tarafa kodlanır [2].

Abdomen, kardiyak ve pelvis incelemelerde koronal gradient eko sekanslarda zebra çizgilenmeleri izlenebilir (Resim 19). Bu görünüm katlanma ve manyetik alan inhomojenitesinin sonucu olarak FOV içi ve dışı dokuların faz etkileşimi sonucu görülür [8].

Üç boyutlu görüntülerde son kesitler arasında katlanma artefaktı görülebilir. Eğer görüntü hacmi kesit belirleme yönünde FOV'dan fazla ise izlenir (Resim 20).

Çözüm yolları

Katlanma artefaktının en kolay çözümü yolu FOV genişliğini artırarak bütün dokunun görüntüye dahil olmasını sağlamaktır. Ancak



Resim 21. A, B. Matriks 128x320 ile alınan aksiyel T2A beyin MR görüntüde (A) BOS-beyin parankimi arayüzünde paralel çizgilenmeler izleniyor (oklar). Matriks 320x320 yapıldığında (B) trunkasyon artefaktının kaybolduğu görülüyor.

FOV'un artırılması uzaysal rezolüsyonun azalmasına neden olacaktır [13].

FOV dışına satürasyon bandları konularak da bu artefakt engellenebilir [8].

İncelemeye uygun koiller kullanmak FOV dışı sinyallerin oluşmasını azaltacaktır [13].

Faz-frekans kodlama yönü değiştirilir. Faz kodlama yönü görüntünün kısa aksisine gelecek şekilde ayarlanmalıdır.

Çeşitli cihazlarda farklı isimlerle anılan *oversampling* seçenekleri kullanılarak katlanma artefaktları kontrol altına alınabilir. Bu seçenek kullanıldığında otomatik olarak FOV ve faz kodlama basamak sayısı iki katı artar, NEX yarıya düşer [14].

Trunkasyon (Gibbs-Ringing) Artefaktı

Trunkasyon artefaktında birbirine komşu yüksek ve düşük sinyalli yapıların arayüzünde dalgalanma şeklinde ince koyu ve açık çizgilenmeler görülür. Bu artefaktın oluşma nedeni MR incelemede sınırlı zaman aralığında sınırlı sayıda veri toplanmasıdır. Veriler sonsuz değildir. Fourier transformasyondaki bu kesilmiş (truncated) veriler de artefakta neden olmaktadır. Trunkasyon artefaktı sıklıkla

faz kodlama yönünde olur çünkü faz kodlama yönünde süreyi azaltmak için matriks daha düşük tutulur, bu da düşük veri örneklemesine neden olur [3, 6, 8].

Çözüm yolları

Yüksek kontrast farklılığı olan yapılar arasındaki sınırları yüksek frekanslı veriler belirler. Piksel boyutu ne kadar küçükse o kadar çok yüksek frekanslı veri elde edilir. Dolayısıyla faz kodlama yönünde matriks boyutu artırılırsa bu artefakt azaltılabilir (Resim 21) [2, 7].

Parsiyel Hacim Etkisi

Aynı vokselle içerisinde farklı dokular varsa görüntüye o dokuların sinyallerinin ortalaması yansır. Vokselle içindeki dokuların sınırları ayırt edilemez. Kenar detay özellikleri kaybolur. Uzaysal rezolüsyon azalır. Kesit kalınlığı fazla ise bu artefakt izlenir [15].

Çözüm yolları

Kesit kalınlığı azaltıldığında vokselle küçülür ve bu etki ortadan kaldırılabilir (Resim 22).



Resim 22. A, B. (A) 10 mm ve (B) 3 mm kesit kalınlığı ile elde edilmiş aksiyel T2 A görüntüler izleniyor. Solda 7.-8. sinir trasesi ince kesitte daha net görülüyor (oklar).

Kesitlerin Üst Üste Binmesi (Slice Overlap-Cross Talk)

Çok açılı çok kesitli (multiangle, multislice) görüntülerde kesitler peş peşe alınıyorsa, aralık (gap) yok ise görüntüde sinyal kaybı gösteren alanlar izlenir. Lomber vertebra MR görüntülerde sık görülür. Eğer kesitler aynı düzeylerden geçiyorsa ve ard arda alınıyorsa spinler bir önceki RF pulsu nedeniyle satüre oldukları için sonraki kesitte sinyal alınamayacaktır ve siyah bant şeklinde sinyal kaybı gösteren alanlar izlenecektir [7].

Çözüm yolları

Kesitlerin üst üste gelmesi engellenebilir ya da üst üste gelen kesitler aynı anda incelenmez (Resim 23).

Yetersiz Yağ Baskılama

Yağ baskılamalı sekanslarda fokal baskılanmamış yağın izlenmesidir. Ana nedeni shimmingin düzgün olmamasıdır. Shimming demek ana manyetik alanın homojenitesini maksimuma getirmektir. Hasta cihaza yerleştirildiğinde küçük manyetik alan heterojeniteleri oluşur. Bunları düzeltmek için shim koilleri kullanılır. Özellikle yağ baskılama tekniklerinde düzgün

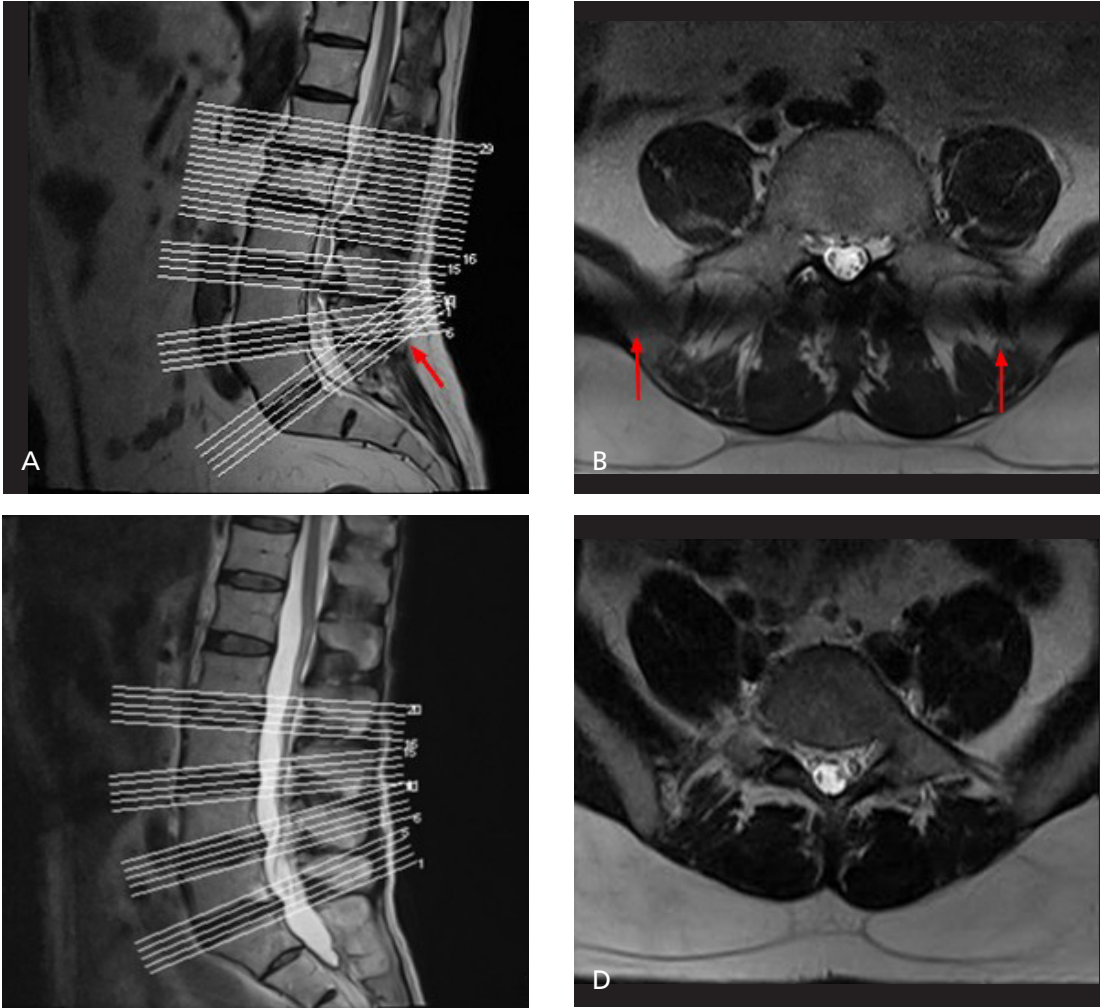
uygulanmazsa yetersiz yağ baskılanmaya sebep olur (Resim 24) [8]. Faz dizilimli koiller düzgün şekilde kullanılmıyorsa yine bu artefakt oluşabilir.

Çözüm yolları

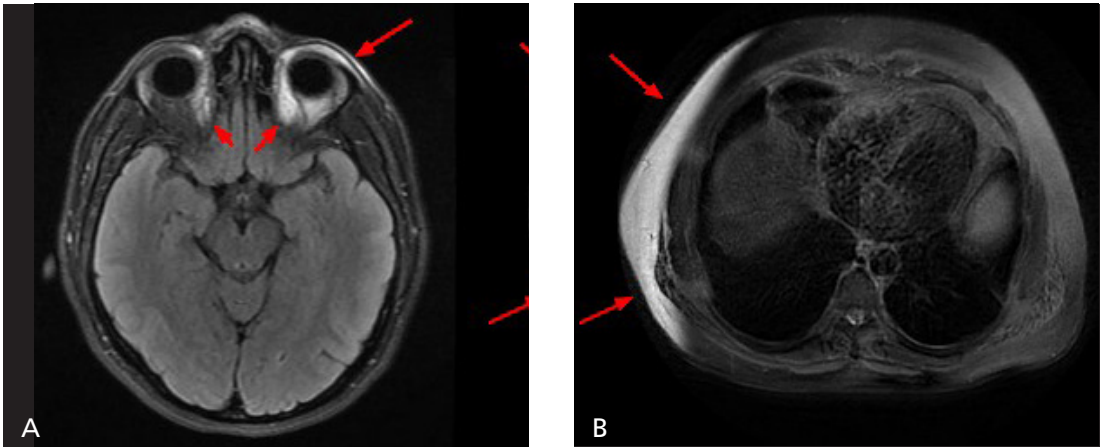
İncelenen alana santralize uygun shimming yapılması bu artefaktı engelleyebilir. Homojenitenin sağlanması için FOV'un küçültülmesi de faydalı olabilir. Ayrıca aktif olan faz dizilimli koiller gözden geçirilmelidir.

RF Etkileşim (Interference) veya Zipper Artefaktı

Birçok görüntü artefaktı istenmeyen RF sinyallerinin MR verilerini bozması sonucu gelişir (Resim 25). Bu sinyaller internal veya eksternal kaynaklı olabilir. Dış ortamdaki elektromanyetik kaynakların MR sinyallerini etkilemesi magnet etrafında kalkan görevi gören faraday kafesi ile engellenir. Çekim odasına getirilen ekipmanlar da bu artefakta neden olabilir. Bu aletler kapatılarak etkileşim engellenebilir. Çekim sırasında çekim odasının kapısının açılması artefakta neden olabilir. Ancak yeni teknolojilerde oda kapısı çekim sırasında açılırsa inceleme otomatik olarak durmaktadır. Eğer artefakt bu sebeplerden kaynaklanmıyor-



Resim 23. A-D. Lomber vertebra MR görüntülerde (A, B) kesitlerin üst üste gelmesi nedeni ile aksiyel T2A'da siyah bant şeklinde sinyal kaybı izleniyor (oklar). (C, D) Kesitler alınırken üst üste getirilmezse bu artefakt önlenir.

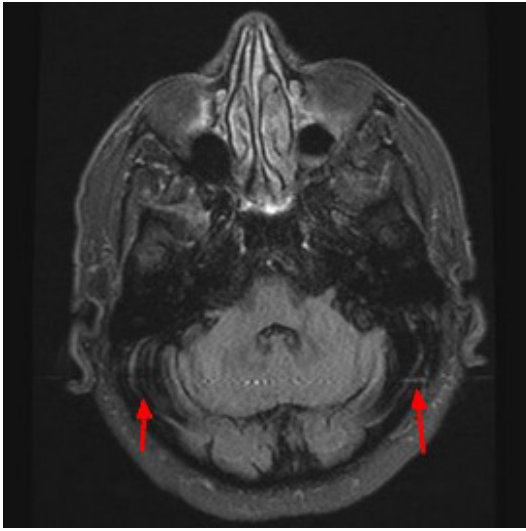


Resim 24. A, B. (A) Aksiyel YB FLAIR Beyin MR ve (B) aksiyel YB T2A abdomen MR görüntülerde yetersiz baskılanan alanlar izleniyor (oklar).

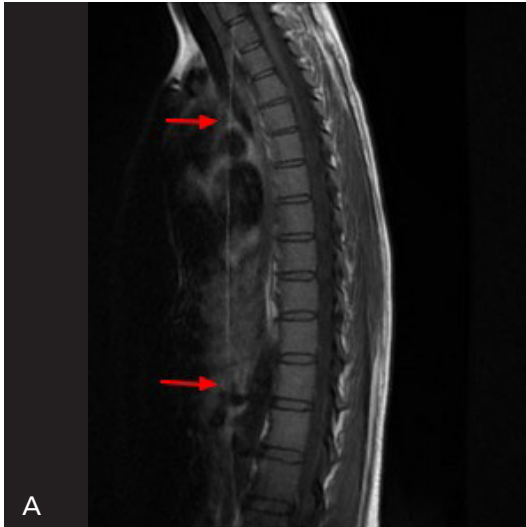
sa faraday kafesinin kontrol ettirilmesi gerekmektedir [7, 11].

Annefact Artefaktı

Zipper artefaktına oldukça benzerdir. Spinal ve pelvik görüntülemelerde sagittal veya koronal FSE görüntülerde izlenebilir. Süperoinferior faz kodlama yönünde görüntünün santralinde görülen tüysü, şerit şeklindeki parlak artefaktlardır (Resim 26). Tam olarak devre dışı kalma-



Resim 25. Zipper artefaktı izleniyor (oklar).

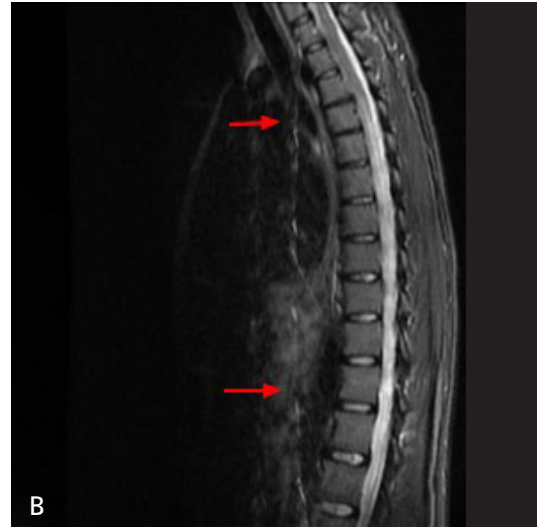


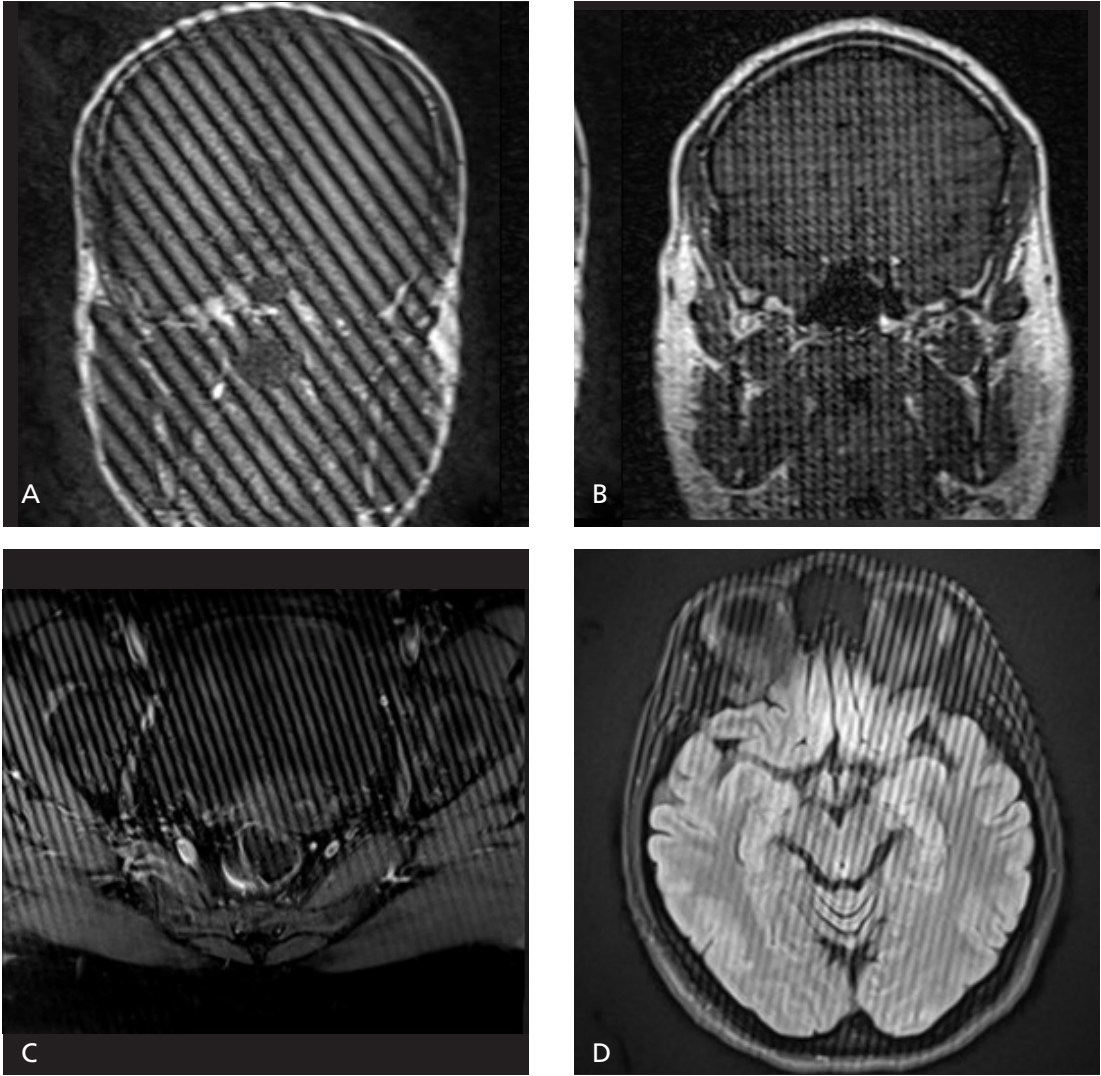
Resim 26. A, B. (A) Sagittal T1A ve (B) STIR torakal vertebra MR görüntülerde annefact artefaktı görülüyor (oklar).

miş uzak koillerin FOV dışı uyarılmış ekoları toplaması sonucu meydana gelir [11, 16]. Bu artefaktın en kolay çözümü periferdeki istenmeyen sinyalleri alan FOV dışı aktif koilleri devre dışı bırakmaktır [11].

Balık Sırtı (Herringbone)-Crisscross-Corduroy Artefaktı

Tüm görüntü boyunca düzenli aralıklarla izlenen çizgilenme paterninde artefaktlardır. Farklı uzaysal frekans ve açılarda izlenebilir (Resim 27). K alanının merkezinde oluşursa geniş, periferinde ise daha ince bant şeklinde görülür. Bu artefakt RF devrenin herhangi bir komponentindeki hatadan oluşabilir. Öte yandan çekim odasındaki kuru hava statik elektrik oluşmasına zemin hazırlar. Bunun sonucunda hastanın giydiği kıyafet veya kullanılan örtünün oluşturduğu statik elektrik ya da elektrik kaynaklarından gelen rastgele gürültüden de (hasar görmüş akkor telli lamba gibi) bu artefakt oluşabilir [11, 14]. Çekim odasının nem oranı üretici firmanın önerdiği seviyede tutularak, hastanın kıyafeti çıkarılarak, çekim odası içindeki elektrik kaynakları kontrol edilerek problem çözülmeye çalışılabilir. RF kaynaklı ise teknik servisten yardım istenebilir.





Resim 27. A-D. (A-D) MR görüntülerde balık sırtı (herringbone) artefaktlar izleniyor.

Girdap Akım (Eddy Current) Artefaktı

Ekoplanar görüntülemeye (EPI) özellikle difüzyon ağırlıklı görüntülerde izlenen artefaktır. Beyin MRG’de görüldüğünde ‘üç beyin artefakt’ olarak da söylenir (Resim 28). Girdap akım (eddy current) artefaktının nedeni yüksek amplitüdlü ve uzun süreli difüzyon duyarlı gradientlerin kullanılmasıdır. Difüzyon gradienti uygulandığında manyetik alandaki değişim komşu iletken yüzeylerde elektrik akımı meydana getirir. Bu akımlar daha küçük manyetik alanlar oluşturarak ana manyetik alanı etkiler. Bu da faz hatalarına neden olur. Günümüzde

modern gradient koillerde elektrik iletimini önlemek amacıyla aktif kalkanlama yapıldığı için bu artefakt oldukça az görülmektedir. Ancak görüldüğünde yapılacak şey kalibrasyon için teknik servis çağırmasıdır [1, 6]. Bunların dışında koil arızası ya da benzer donanım arızalarında yine teknik servis yardımı almak gerekir.

SONUÇ

Artefaktın ne olduğu ve kaynağı bilinirse hem yanlış yorumlamalardan kaçınılmış olur hem de önlemek için çözüm yolları üretilebilir.



Resim 28. Difüzyon ağırlıklı görüntüde girdap akım (eddy current) artefaktı izleniyor.

Kaynaklar

- [1]. Morelli JN, Runge VM, Ai F, Attenberger U, Vu L, Schmeets SH, et al. An image-based approach to understanding the physics of MR artifacts. *Radiographics* 2011; 31: 849-66. [\[Crossref\]](#)
- [2]. Gupta AK, Chowdhury V, Khandelwal N, editors. *Diagnostic Radiology: Recent Advances and Applied Physics in Imaging*. 2nd ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd.; 2013.
- [3]. Walker JS. *Physics*. 3rd ed. San Francisco: Benjamin Cummings; 2006.
- [4]. Lavdas E, Tsougos I, Kogia S, Gratsias G, Svolos P, Roka V, et al. T2 FLAIR artifacts at 3-T brain magnetic resonance imaging. *Clin Imaging* 2014; 38 :85-90. [\[Crossref\]](#)
- [5]. Faulkner W, Seeram E, series editors. *Rad Tech's Guide to MRI: Basic Physics, Instrumentation, and Quality Control*. England: Blackwell Science; 2002.
- [6]. Zhuo J, Gullapalli RP. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: MR artifacts, safety, and quality control. *Radiographics* 2006; 26: 275-97. [\[Crossref\]](#)
- [7]. Javan R, O'Rear JR, Machin JE. Fundamentals behind the 10 most common magnetic resonance imaging artifacts with correction strategies and 10 high-yield points. *ECR 2011; March 3-7; Vienna, Austria*. Poster number: C-1248.
- [8]. Leyendecker JR, Brown JJ, Merkle EM. *Practical Guide to Abdominal and Pelvic MRI*. 2nd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
- [9]. Reichert M, Ai T, Morelli JN, Nittka M, Attenberger U, Runge VM. Metal artefact reduction in MRI at both 1.5 and 3.0 T using slice encoding for metal artefact correction and view angle tilting. *Br J Radiology* 2015; 88: 20140601. [\[Crossref\]](#)
- [10]. Dale BM, Brown MA, Semelka RC. *MRI Basic Principles and Applications*. 5th ed. Hoboken, New Jersey: Wiley Blackwell; 2015. [\[Crossref\]](#)
- [11]. Graves MJ, Mitchell DG. Body MRI artifacts in clinical practice: A physicist's and radiologist's perspective. *J Magn Reson Imaging* 2013; 38: 269-87. [\[Crossref\]](#)
- [12]. Oldhasusen BA, Aliasing. *Lecture notes for Vision science course*. US Davis, 2000.
- [13]. Duarte ALC, Fouassier S, Coelho PJV. Common MRI artifacts: A practical approach. *ECR 2015; March 4-8; Vienna, Austria*. Poster number: C-2297.
- [14]. Heiland S. From A as in Aliasing to Z as in Zipper: Artifacts in MRI. *Clin Neuroradiol* 2008; 18: 25-36. [\[Crossref\]](#)
- [15]. Mamourian AC. *Practical MR Physics and Case File of MR Artifacts and Pitfalls*. Oxford: Oxford University Press; 2010. [\[Crossref\]](#)
- [16]. Artasona LC. Anefact Artifact in MRI. *El Baul Radiologico* 2015; 9: 1-5.

MRG Artefaktları ve Çözüm Yöntemleri

Banu Topçu Çakır

Sayfa 316

Hayalet artefaktları teorik olarak hem frekans kodlama hem de faz kodlama yönünde görülebilse de pratikte hemen her zaman faz kodlama yönünde izlenir. Faz kodlama yönünde verilerin elde edilmesi kısmen daha uzun zaman (yüzlerce milisaniyeden-dakikalara kadar) aldığından artefaktın oluşması için oldukça geniş zaman aralığı oluşur. Bu durumun aksine frekans kodlamada verileri toplama süresi milisaniyelerle sınırlıdır. Dolayısıyla bu kısa süre zarfında oluşan hareket belirgin artefakta neden olamamaktadır.

Sayfa 326

Cerrahi materyali olan hastalarda ekstremitte, spinal incelemelerde en iyi yağ baskılamalı sekansı STIR (short TI inversion recovery) sekansıdır. STIR sekansı yağ ve suyun T1 sürelerinden faydalanılarak longitudinal manyetizasyonun tekrar oluşmasına dayalı bir görüntüleme yöntemidir. Dolayısıyla salınım frekans farklılığına dayalı ve öncesinde frekans selektif RF pulsu uygulanan diğer yağ baskılamalı tekniklere göre manyetik alan heterojenitesine o kadar duyarlı değildir.

Sayfa 326

Yağa bağlı protonlar yavaş, suya bağlı olanlar ise daha hızlı salınım frekansı gösterir. Bu fark 1,5 T için 220 Hz, 3 T için 440 Hz'dir. MR'de su protonlarının salınım frekansı esas alınarak veriler uygun voksellere yerleştirildiğinden yağ protonları frekans kodlama yönünde hatalı kodlanır.

Sayfa 328

Dokunun boyutları belirlenen FOV'dan büyük ise FOV dışında kalan alanın karşı tarafa katlanması ile sonuçlanan artefaktır. Frekans veya faz kodlama yönünde görülebilir ancak yeni cihazlarda frekans kodlama yönünde bu problem çözüldüğü için günlük pratikte sıklıkla faz kodlama yönünde izlenir.

MRG Artefaktları ve Çözüm Yöntemleri

Banu Topçu Çakır

- Hareket-Hayalet (Ghosting) artefaktı ile ilgili olarak aşağıda verilen bilgilerden hangisi yanlıştır?
 - Subkutanöz doku gibi yüksek sinyalli yapılar hayalet artefaktının artmasına neden olur.
 - Hayalet artefaktları hemen her zaman faz kodlama yönünde görülür.
 - Hareket periyodik ise kirlenme (smearing) şeklinde artefakt izlenir.
 - Hızlı görüntüleme sekansları kullanmak artefaktı azaltıcı yöntemlerdendir.
 - NEX'i artırmak artefaktı önleyici çözüm yöntemlerinden bir tanesidir.
- Kimyasal kayma artefaktı ile ilgili olarak aşağıdakilerden hangisi doğrudur?
 - Yağ ve suya bağlı protonlardaki salınım frekans farklılığından kaynaklanan artefaktır.
 - Manyetik alan gücü arttıkça artefakt daha belirgin hale gelir.
 - Frekans kodlama yönünde izlenir.
 - BW arttıkça kimyasal kayma artefaktı azalır.
 - Hepsi
- Aşağıdakilerden hangisi/hangileri duyarlılık artefaktını azaltıcı yöntemlerdendir?
 - GRE yerine FSE sekansları kullanmak
 - Voksel hacmini azaltmak
 - Uzun TE kullanmak
 - Yağ baskılamalı sekans olarak STIR tercih etmek
 - I ve IV
 - I, II ve IV
 - I, III ve IV
 - I, II ve III
 - Hepsi
- Aşağıdaki bilgilerden hangisi yanlıştır?
 - Katlanma artefaktı sıklıkla faz kodlama yönünde görülür.
 - Tip 2 Kimyasal kayma artefaktı su ve yağın karşı fazda olduğu TE'lerde izlenir.
 - Trunkasyon artefaktını azaltmak için matriks boyutu azaltılır.
 - Parsiyel hacim etkisini azaltmak için kesit kalınlığı azaltılmalıdır.
 - Uygun olmayan shimming yetersiz yağ baskılamaya neden olur.
- Görseldeki oklarla gösterilen artefaktın adı nedir?
 - Zipper artefaktı
 - Balık sırtı (Herringbone) artefaktı
 - Girdap Akım (Eddy Current) artefaktı
 - Annefact artefaktı
 - Corduray artefaktı

