

Manyetik Duyarlılığa Dayalı Görüntüleme Teknikleri

Banu Karaalioğlu¹ , Ayşe Aralasmak² 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Manyetik duyarlılık tipleri
- Gradient eko ve eko planar görüntüleme
- T2* MR incelemeleri
- SWI'da mIP ve faz görüntülerin kullanım yerleri
- FMRI görüntüleme tipleri ve kullanım alanları

Karaalioğlu B, Aralasmak A. Manyetik Duyarlılığa Dayalı Görüntüleme Teknikleri. Trd Sem 2020; 8: 230-242.

GİRİŞ

Manyetik duyarlılık etki ortam inhomojenitesinden kaynaklanmakta ve gradient eko (GE) sekanslarında sinyal kaybına yol açmaktadır. Manyetik duyarlılık etki bazı görüntülemelerin temelini oluşturmaktadır. Oksijene kan ile de-oksijene kan arasındaki manyetik duyarlılık farkı fonksiyonel MR incelemeyi ve dokular arasındaki duyarlılık farkı ise Susceptibility Weighted Imaging (SWI) görüntülemeyi mümkün kılmaktadır. SWI ile beyin tümörleri, travma, vasküler malformasyonlar ve beyinde demir birikimi gösterilmektedir. T2 perfüzyon MR'da ise damarlardan geçen gadoliniumun neden olduğu inhomojeniteye bağlı sinyal kaybı ile doku perfüzyonu hakkında bilgiler edinilmektedir. Superparamagnetic iron oxide parçacıklarında hücre içinde ve çevresinde ciddi manyetik duyarlılık etki oluşturup GE görüntülerde sinyal

kaybına neden olarak bu maddenin organlarda dağılımı ve miktarı incelenebilmektedir [1-3].

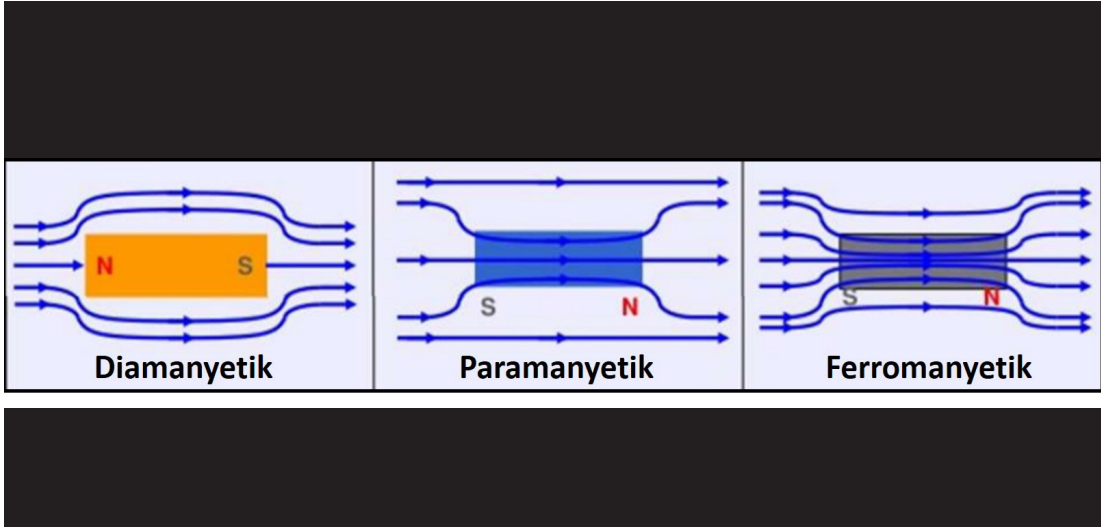
T2* GÖRÜNTÜLEME

Manyetik duyarlılık görüntüleme bir T2* görüntülemesidir. T2 spin-spin relaksasyon ya da transverse relaksasyon olarak tanımlanır, etkileşim sadece atomik ve moleküler seviyededir, 90 derecelik radyofrekans dalgasının takiben transverse düzleme geçen manyetizasyonun %37'sine düşmesine kadar geçen zamanı tanımlar. Dokulara göre T2 zamanı değişir. Sıvıların yüksektir. Solid dokuların T2 zamanı ise kısadır. **T2* bir transverse relaksasyondur ve gerçek T2'den daha az ya da yarısı kadardır. Ortam inhomojenitesinde dolayı transverse düzlemdeki manyetizasyon normal T2'den daha kısa zamanda kaybolur. Bu yüzden T2* 'gözlenenen' ya da 'efektif' T2 olarak, normal T2 de 'natural' ya da 'gerçek' T2 olarak adlandırılır.** Bu manyetik inhomoje-

¹İstanbul Medipol Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

²Memorial Bahçelievler Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye

✉ Ayşe Aralasmak • aysearalasmak@hotmail.com



Şekil 1. Diamanyetik maddeler manyetik alan dışına itilirken, paramanyetik ve ferromanyetik maddeler manyetik alan içerisine çekilir. Manyetik alan çizgileri diamanyetik maddenin çevresinden, paramanyetik maddenin içinden geçer. Ferromanyetik maddenin içinden ise yığılarak geçmektedir.

nite magnetdeki bir defekten, dokunun kendisinden veya dokunun içerisinde yerleştirilen materyellerden, kimyasal şiftden veya uzaysal kodlama yapan gradientlerden kaynaklanabilir. GE ağırlıklı görüntülerde manyetik inhomojenite geometrik distorsiyona, sinyal artifaktına veya sinyal kaybına yol açabilir [1-3].

Çoğu biyolojik doku diamanyettir. Demir, gadolinium, bakır ve manganez birikimleri ise paramanyettir. Ferritin ve hemosiderin ise superparamanyettir. İnsan vücudunda endojen ferromanyetik madde yoktur ancak metalik implantlar ve cerrahi materyeller ferromanyettir [4, 5].

MANYETİK DUYARLILIK VE TİPLERİ

Manyetik duyarlılıkta incelenen materyalin ya da dokunun manyetize olabilme özelliğinden bahsedilmektedir. Doku ya da materyel magnetin içine konunca dokunun internal manyetizasyonu (polarizasyonu) (J) manyetik alanın gücünü (B_0) azaltabilir veya artırabilir. Eğer azaltıyorsa diamanyetik ($X < 0$), artırıyorsa artırma gücüne göre paramanyetik, superparamanyetik ve ferromanyetik ($X > 0$) olarak adlandırılır. Manyetik duyarlılık X ile ifade edilir ve $X = J/B_0$ olarak formülize edilmektedir. B_0 eksternal magnetin gücünü temsil eder. J ise internal polarizasyonu ifade eder (Tablo 1) [4]. **Negative duyarlılığa sahip diamanyetik maddeler manyetik alan dışına doğru itilirken, pozitif duyarlılığa sahip paramanyetik, superparamanyetik ve ferromanyetik maddeler manyetik alan içine çekilir (Şekil 1).**

Manyetik Duyarlılık Görüntüleme

Manyetik duyarlılık görüntülemeyi GE sekansları oluşturmaktadır. GE sekanslarında 90 dereceden küçük flip açısı (α) ile gönderilen RF ve frekans kodlama yönünde negative ve positive yönde olmak üzere gradientler kullanılarak eko sinyaller oluşturulur. GE sekanslarında küçük açılardan dolayı longitudinal magnetizasyon çabuk geri kazanıldığı için hızlıdır. Ayrıca $T2^*$ gerçek $T2$ 'ye göre daha kısadır. **GE'da $T2^*$ etki ise uzun TE, uzun TR ve kısa flip açıları ile mümkündür. Magnetin tesla gücü ve voksel boyutu arttıkça $T2^*$ etki belirginleşir. Bu yüzden iki boyutlu GE sekansları üç boyutlu GE sekanlarına göre manyetik inhomojeniteyi daha iyi gösterir [2, 3, 6].** Eko planar görüntüleme (EPI) en hızlı MR görüntüleme sekansıdır, tümüyle GE veya hibrit GE olabilir. Frekans kodlama ve faz kodlama yönünde gradientler hızlı bir şekilde açılır ve kapanır. Bu yüzden EPI'de $T2^*$ etki oldukça baskındır.

Tablo 1: PET/BT ve PET/MR'ın Avantajları ve Sınırlamaları

Manyetik özelliği	Eksternal magnetic alana göre polarizasyonun yönü (J)	Relatif magnetik duyarlılık (X) (ppm)	Tipik materyaller
Diamanyetik	Zıt	-10	Su, yağ, biyolojik dokuların çoğu, bakır, gümüş, altın, bizmut, merkür, alkol, hava, kalsifikasyon, oxyhemoglobin
Paramanyetik	Aynı	+1	Moleküler O ₂ , metallerin basit tuz ve şelatları, (Gd, Fe, Mn, Cu), organik serbest radikaller, deoxyhemoglobin
Superparamanyetik	Aynı	+5.000	Ferritin, hemosiderin, SPOI kontrast madde
Ferromanyetik	Aynı	>10.000	Demir, çelik, kobalt, nikel

DWI, fonksiyonel MR, perfüzyon MR, kardiyak görüntüleme, abdominal görüntüleme, üç boyutlu MR anjio EPI görüntülemelerdir [2, 3, 6, 7].

Klinik Uygulamalar

Gradient eko T2* görüntüleme ile dokularda deoxyhemoglobin, methemoglobin, demir, ferritin, hemosiderin gibi pozitif duyarlılığa sahip manyetik maddeler ortaya konulabilir. Serebral kanamalar, vasküler malformasyonlar, thromboze damarlar ve anevrizmalar, tümör içi kanama, superfisiyel siderosis, vaskülit varlığında ve difüz aksonal zedelenmede beyindeki milimetrik kanama odakları ve kalsifikasyonlar, nörodegeneratif hastalıklara beyinde demir birikimleri, hemofilik artropati ve pigmentovillonoduler synovitis de eklemlerde hemosiderin birikimi, synovial osteochondromatosisde eklemdaki kalsifikasyonlar ortaya konulabilir. Vücuttaki demir birikimine neden olan patolojilerde kalp, karaciğer gibi organlardaki demir yükü ölçülebilir. T2* EPI esasına dayalı dynamic susceptibility contrast MR perfüzyon başka bir yazı içerisinde yer verildiğinden bu yazıda ele alınmayacaktır.

Susceptibility Weighted Imaging (SWI) (Venöz BOLD)

İçerisinde hız bilgisi de olan üç boyutlu GE görüntülemelerdir. Paramanyetik, diamanyetik ve

ferromanyetik maddelerin neden olduğu manyetik duyarlılık GE sekanlarında T2 kısalmasına neden olur. Bu manyetik duyarlılık yüksek teslalarda, kısa açılarda ve uzun TE değerlerinde daha belirgindir. SWI uzun TE, sadece faz şiftlerini ortaya koyan faz görüntüleme, yüksek rezolüsyon ve flow kompensasyonu nedeni ile normal GE'ye göre manyetik duyarlılığı daha iyi gösterir. SWI magnitude ve filtrelenmiş faz görüntüleme bir araya getirilir. Duyarlılık etki daha belirgin hale gelir. Deoxyhemoglobin, kan ürünleri, demir, kalsifikasyon ortaya konulur. Beraberinde faz bilgisi de mevcuttur. Oxyhemoglobin diamanyetik, deoxyhemoglobin paramanyetiktir. SWI deoxyhemoglobin içeren venöz yapıları iyi gösterdiği için blood oxygen level dependent (BOLD) venografi görüntüleme olarak da adlandırılır. SWI'da normal arteriyel damarlar time of flight etkileri ve olmayan T2* etkileri nedeniyle hiperintens görünürler [3, 6, 8, 9].

Faz görüntülemede deoxyhemoglobin, intraselüler methemoglobin, hemosiderin, ve ferritin, demir gibi paramanyetik maddeler positive faz şiftine yol açarken, kalsiyum, kemik mineralleri gibi diamanyetik maddeler negative faz şiftine neden olur. Magnitude olarak adlandırılan ana bilginin üzerine düşük frekansların filtrelendiği faz bilgiside eklenerek SWI oluşturulur. Manyetik duyarlılık etki daha da pekiştirilir. Bu görüntülerden de 3-10 mm kesit kalınlığı artı-

rılarak minimum intensity projection algorithm (minIP) görüntüler de oluşturulur. Sinyal gürültü oranı minIP görüntülerde daha da artar ve venöz yapılar daha kolay izlenir. SWI'daki minIP görüntüler bir çeşit FLAIR benzeri görüntüdür. BOS baskılanmış ve T2* etkisi belirginleşmiş bir görüntüdür. Patolojiler daha iyi görülecektir. SWI incelemede deoxyhemoglobin, hemosiderin, ferritin, demir, kalsifikasyon hepsi hipointens izlenir. Faz görüntüde ise pozitif ve negatif ve şift yapanlar birbirinden ayrılır. Diamanyetik olan negatif faz şifti gösteren kalsifikasyon, paramanyetik olan pozitif faz şifti gösteren yapılardan ayrılır. Faz şiftinde intensiteler MR ünitesinin sağ elli veya sol elli olmasına göre değişir. Genelde sol elli ünitelerde kalsifikasyon siyah, paramanyetik olanlar beyaz kodlanacaktır. MR ünitesinin bilinmiyorsa koroid pleksus ve pineal bez gibi fizyolojik kalsifikasyonlara veya paramanyetik olan venöz yapılara bakılarak da kodlama tahmin edilebilir. Basal ganglionlarda oluşan, ferrokalsinosis, paramanyetik demir ve diamanyetik kalsiyumdan oluştuğu için sinyali yanıltıcı olabilir. Çoğunlukla paramanyetik özellik gösterir. Basal ganglionlardaki bu durum dentate nükleuslarda ve talamuslarda da izlenmektedir. Fahr hastalığında da benzer karışıklık olmaktadır. Simetrik görünüm olması ile kanamadan ayırt edilir. SWI'da küçük kalsifikasyonlar rahat değerlendirilirken büyük kalsifikasyonların değerlendirilmesinde karışıklığa neden olan aliasing artifaktına dikkat etmek gerekir. Bu yüzden kalsifikasyon için BT tercih edilebilir [3, 6, 8, 9].

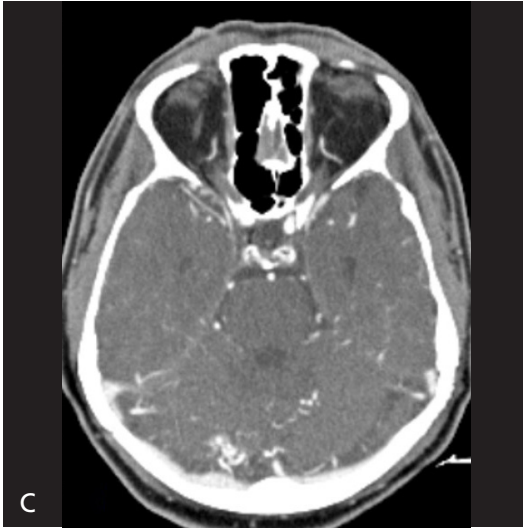
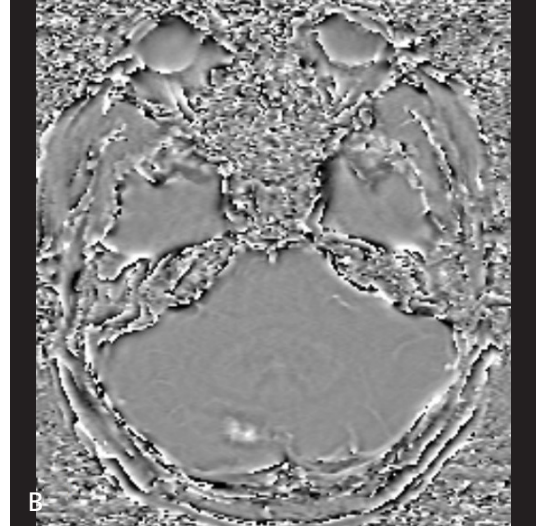
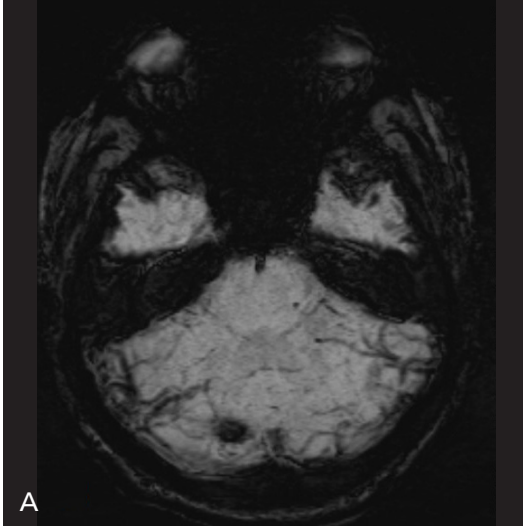
Manyetik duyarlılık etki SWI'da normal T2* GE'ye göre daha fazladır. Enfarklarda hemorajik transformasyonu, yavaş akımlı vasküler malformasyonları (kavernom, kapiller telenjiyektazi, gelişimsel venöz anomali) (Şekil 2), tümörlerde kanamayı, abselerde periferik hipointens halkadaki paramanyetik madde birikimini göstermektedir. Beyinde demir birikimi normal yaşlanma süresince ve pek çok nörodejeneratif hastalıklarda izlenebilir. SWI ile demir birikimi ölçülebilir. BT ve diğer MR sekanlarında zor görününen ventrikül çeperinde ve civarındaki kanamalar ve difüz aksonal zedelenmedeki beyindeki mikrokanamalar SWI

ile rahatlıkla ortaya konulur. Hipertansif ensefalopatide, serebral amiloid angiopatide, vaskülitlerde, septik ve yağ embolilerinde diğer olası tüm vaskülopatik süreçlerde beyindeki parankimal ve leptomeningeal kanamalar SWI ile rahatlıkla izlenebilir. İskemide ise deoksijene kan içeren vaküler yapılar daha belirgin izlenir. SWI izlenen bu belirgin damar işareti görünümü perfüzyon defekti olduğunu (penumbrayı) işaret eder (Şekil 3). Venöz sinüs trombozlarında ve arteriyel trombozlarda tromboze damarlar hipointens görünecektir (Şekil 4). SWI venöz trombozları BT'den daha erken gösterecektir. Damarlardaki konjesyon, kollateral akımlar ve tromboze damarlar SWI ile izlenebilir. Beyin tümörlerinde yüksek gradeli tümörler yüksek vaskülariteye sahiptir ve kanamaya eğilimlidir. SWI'da damar veya kanama ayrımı yapılması zorluğunda kontrast öncesi ve sonrası SWI alınabilir. Damarsal yapılar sinyal değiştirirken kanama sabit kalacaktır. SWI'da yağ ve hava hipointens görünmektedir. Bu yüzden dermoid kist rüptürü, yağ embolisi, pnömosefalus SWI'da hipointens izlenecektir. Yağ partikülleri SWI hipointens, faz görüntüde ise hiperintens izlenecektir [3, 6, 8, 9].

Manyetik inhomojenteye hassas olduğu için SWI'da temporal kemik ve paranasal sinüsler gibi hava-doku ara yüzlerinde artifakt sık görülür. Uzun bir sekans oluşu için hareket artifaktları da problem olabilir. Blooming artifact (ferromanyetik duyarlılık artifaktı), bazen ileri derecede anatomik bilgi kaybına neden olabilir. Anestesi çekimlerde özellikle çocuklarda deoksijene kan nedeniyle SWI hipointens izlenebilir. Hipoksi iskemik olay ile karıştırmamak gerekir. Konvansiyonel görüntülemeler dikkatli değerlendirilmelidir. SWI'da akut ve kronik kanamayı ayırmada zorluk yaşanabilir çünkü deoxyhemoglobin, methemoglobin, ferritin hemosiderin hepsi paramanyetiktir. Konvansiyonel MR ve BT görüntüler ile birlikte değerlendirilmelidir [3, 6, 8, 10, 11].

Fonksiyonel MRI (Arteriyel BOLD)

Ekoplanar görüntüleme olup T2* etkisi oldukça baskındır. Beynin önemli merkezlerini

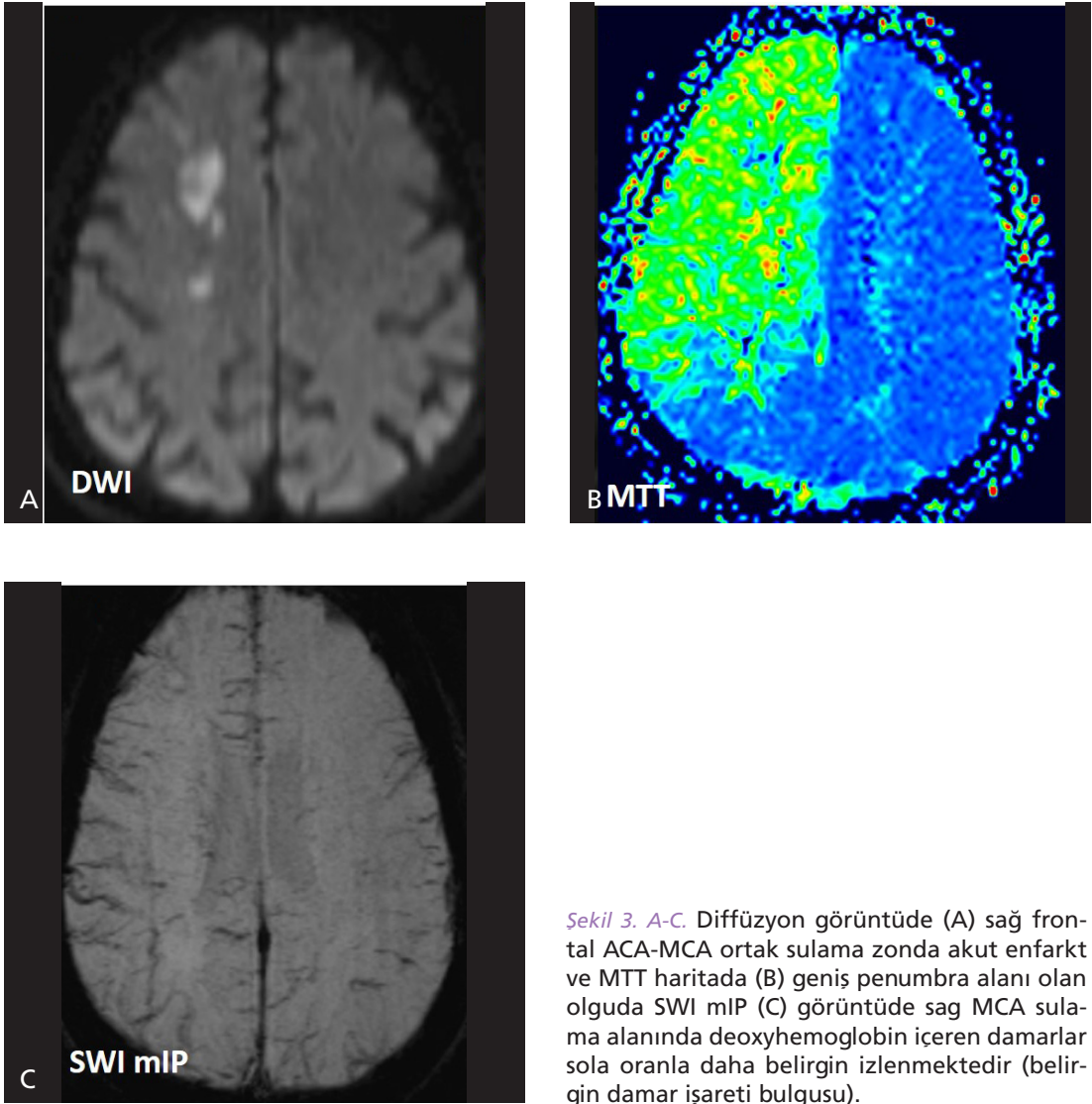


Sekil 2. A-C. Sağ serebellar arteriovenöz malformasyon (A) SWI mIP, (B) faz ve (C) BT angiografide izleniyor.

noninvazif olarak ortaya koymak için yapılır. Sıklıkla tümör ya da vasküler malformasyonlarda operasyon öncesi dil merkezinin ve motor homonkulusun ortaya konması için yapılır. Fonksiyonel görüntüleme intraoperatif elektrokortikal stimülasyonun yerini alabilecek kadar iyi değil fakat cerrahi planlamaya yardımcı olmakta ve kraniyotominin süresini azaltmaktadır. Dominant dil merkezinin belirlenmesinde Wada testi yerine kullanılmaktadır. Dominant dil merkezlerinin saptanmasında fMRI ile invazif Wada testi arasında %90'nın üzerinde uyum mevcuttur [12-15].

Hastaya aktif ya da pasif hareketler yaptırılarak alınan task fMRI ve hasta hareketsiz

iken beynin networklerini ve konnektivitesini değerlendiren resting fmri mevcuttur. İkisi de BOLD görüntüleme esasına dayanır. Endojen kontrast bu incelemelerde deoxyhemoglobin'dir. En az 1,5 Tesla magnet gerekmektedir. T2* ve ekoplanar görüntüleme ile elde olunan görüntüler volumetrik T1 ağırlıklı anatomik görüntüler ile birleştirilir. BOLD sinyal alınan anatomik alanlar ortaya konur. Hareket oldukça nöronal aktivite artar ve o bölgede lokal kan akımı artar (neurovascular coupling). Takiben vasküler yapılarda oxyhemoglobin deoxyhemoglobin dengesi oxyhemoglobin lehine artar. Diamanyetik oxyhemoglobin artması ve paramagnetik deoxyhemoglobinin azalması ile MR

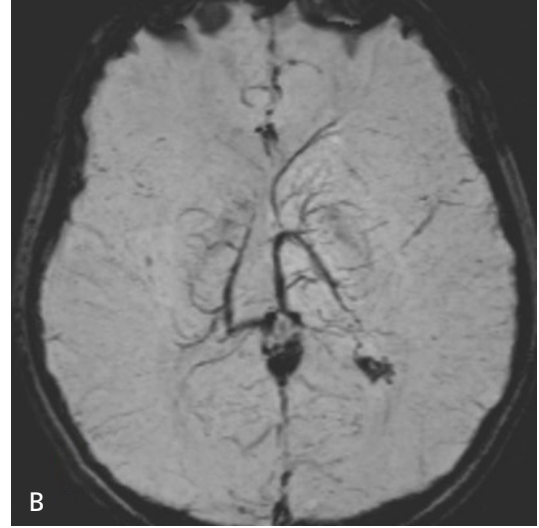
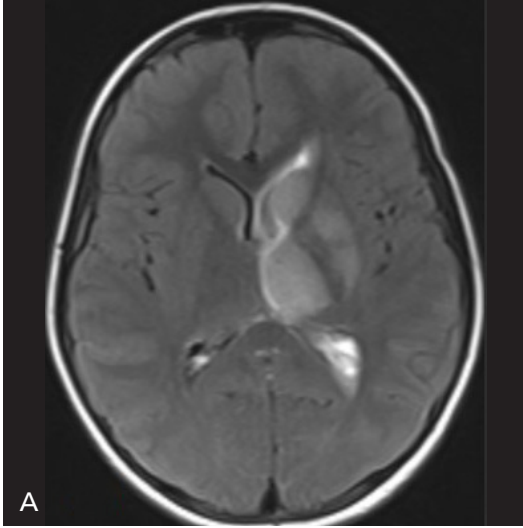


Şekil 3. A-C. Diffüzyon görüntüde (A) sağ frontal ACA-MCA ortak sulama zonda akut enfarkt ve MTT haritada (B) geniş penumbra alanı olan olguda SWI mIP (C) görüntüde sağ MCA sulama alanında deoxyhemoglobin içeren damarlar sola oranla daha belirgin izlenmektedir (belirgin damar işareti bulgusu).

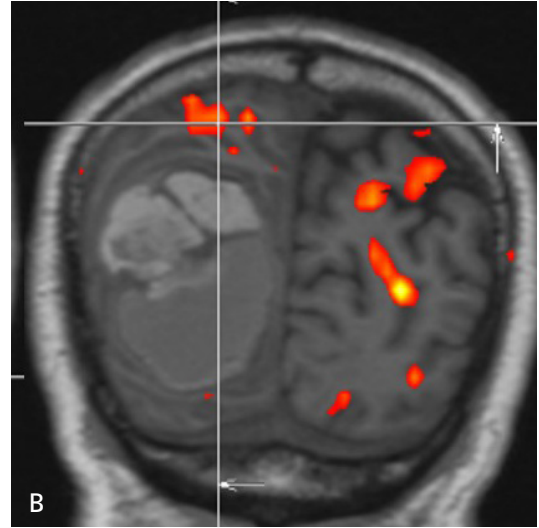
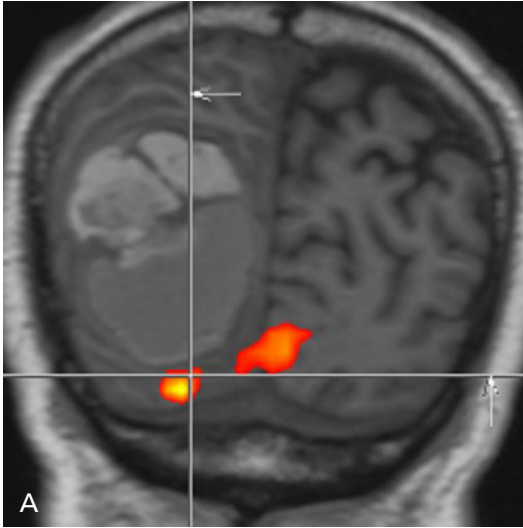
sinyali oluşur. BOLD sinyali tamamen deoxyhemoglobine bağlı oluşur. Deoxyhemoglobine oranı arteriyel damarda %2'nin altında, venöz kanda %40 civarındadır. Task fmri'da on ve off şeklinde olguya belli süre ile hareket yapması ve ardından dinlenmesi söylenir. Hareket halinde ve dinlenirken oluşan eko sinyalleri arasında t testi yapılarak aktivite bölgesinin BOLD sinyali ortaya konur ve t değeri 4 ve üzeri anlamlı kabul edilir. Fonksiyonel MR T2* ağırlıklı EPI incelemidir. TE arttıkça görüntünün kontrastı artacaktır. Manyetik heterojenitelere çok hassastır. Task fmri'da %1-5 arasındaki değişim görüntülenir. Harekete çok hassas bir incelemidir. Kooperasyonu zor olan hastalar,

motor aktiviteleri zor yapan olgularda pasif olarak motor hareketler yaptırılarak BOLD sinyallerin aynı bölgelerde oluşumu izlenebilir. Özellikle ayak hareketleri olguya pasif olarak yaptırılmalıdır. Motor tasklarda ardışık incelemede sağ ve sol taraf birlikte görüntülenebilir. Süreden tasarruf edilir ancak recruitment ve reorganizasyonu gibi nöronal plastisiteleri de ortaya koymak için hareketler olguya ardışık değil ayrı ayrı yaptırılmalıdır [12-15].

Tümörün bulunduğu alana yönelik task uygulanabilmesi için fonksiyonel nöroanatomi bilinmelidir. Dil merkezlerini görüntülemeye yönelik cümle tamamlama, kelime üretme, fiil bulma, zıt kelime bulma, motor homonkulus



Resim 4. A, B. (A) Solda derin gri cevherde ödem olan olguda SWI mIP görüntüde (B) sol ağırlık derin venöz yapılarda thromboz ve solda koroid pleksusta kanama izlenmektedir.

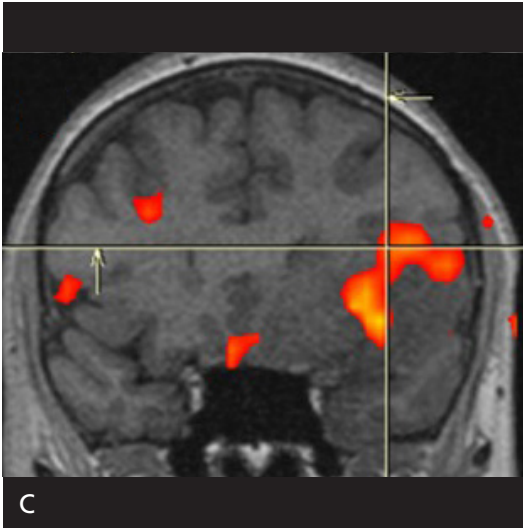
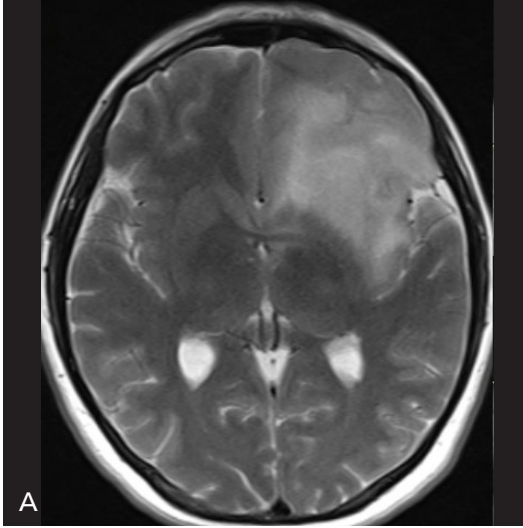


Resim 5. A, B. (A) Sağda primer visual alan hemen metastazın inferiorundadır. (B) Parietal bölgeye uzanan sekonder visual alan (dorsam stream) metastazın superioruna deplasedir.

için aktif ve pasif el, kol hareketleri ve pasif ayak hareketi, dil-ağız bölgesi motor alan için ağız açma kapama hareketi, episodik ve semantik hafızaya yönelik sorular, matematik işlemleri için hesaplamalar, duyma, retinotopi, nesne tanıma, visuospatial testler yaptırılarak ilgili alanlar ve koopere olgularda beyin networkleride görüntülenebilir. Uyarın görsel veya visual olarak verilebilir. Visual verilen testlerde primer ve sekonder görme alanları (ventral ve dorsal stream) ve frontal-parietal attention networkler rahatlıkla izlenecektir. Paradimler

eğer duyuşal verilirse duyma alanlarında beraberrinde izlenecektir (Şekil 5, 6) [12-15].

Aslında nöronal aktivite değil, ona bağlı serebral kan akım değişiklikleri inceleniyor. Dolayısıyla kan volümü, basal kan oksijenasyonu, basal metabolik hız, basal kan akımı, basal kan CO₂ seviyesi, kan basıncı, hematokrit, nöronal aktivite seviyesi, hormonal değişiklikler BOLD sinyal etkileyen fizyolojik faktörlerdir. ICA oklüzyonu olan tarafta BOLD sinyali alınmayacaktır. Hastanın kullandığı ilaçlar (antiepileptik ilaçlar) ve uyarıcılarda (kafein) sin-



Şekil 6. A-C. (A) Sol frontal infiltratif glial kitlesi olan olguda dil merkezi bilateral olup her iki Broca's ve Wernicke's alanından BOLD sinyal alınmıştır. (B, C) Tümör lojunda sol Broca's alanında çok fazla BOLD sinyal recruitment lehinidir. Dil merkezinin bilateral olması reorganizasyon lehinedir.

yali etkileyecektir. Magnetik alan gücü, alınan sekanslar (SE ya da GE), TE değerleri, alıcı sargıların gücünde BOLD sinyali etkileyen dış etkenlerdir [12-15].

Fonksiyonel datayı değerlendirirken nöronal plastisite dikkat edilmelidir. Hemisferik fonksiyon kaybı karşı serebral hemisferin veya uzak bir başka bir bölgenin reorganizasyonu ile kompanse edilebilir veya ilgili bölgedeki fonksiyon kaybında lezyon çevresindeki alanlarda yoğun BOLD aktiviteleri izlenebilir (recruitment) (Şekil 6). Nörovasküler eşleşememe (neurovascular uncoupling-NUC) diğer bir sorundur. NUC'de false negative ve false positive BOLD sinyali alabiliriz. Sadece gri cev-

her değil beyaz cevherden de sinyal alınabilir. Gri cevherde kan akımı 60-70 mL/100 g/dk ve beyaz cevherde 40-50 mL/100 g/dk'dır. Bu da bazen yanıltıcı olabilir. Yüksek teslalarda bu durum daha fazla görülmektedir [12-15].

Task fmri'da recruitment, reorganizasyon, NUC, gerçek fonksiyon kaybı durumlarında fmri datasını değerlendirmek güçleşebilir Recruitment ve reorganizasyon varlığı tümörün incelenen bölgeye oldukça yakın veya infiltrate olduğunu gösterir. Operasyon öyküsü olan olgularda fMRI'da duyarlılık artifaktı nedeniyle false negatif sonuçlar izlenebilir. NUC'de sonuçlar false pozitif veya negatif olabilir. NUC veya gerçek fonksiyon kaybı ayrımı için klinik

bilinmeli. NUC hiperperfüze tümörlerde daha sık rastlanır ancak hipoperfüze tümörlerde de izlenebilir. Yüksek gradeli tümörlerde anormal vasoaktivite ve permeabilite artışı ve düşük grade tümörlerde astrositik disfonksiyon NUC'den sorumludur. NUC ortaya koymak için nefes tutmalı (Breath-hold fMRI) fonksiyonel incelemede yapılabilir. Breath-hold fMRI serebrovascular reserve kapasiteyi de ortaya koymak için kullanılabilir [12-15].

Dil merkezlerinin belirlenmesinde nöronal plastisite (recruitment ve reorganizasyon) olasılığı nedeniyle, olgu ile konuşulmalı ve konuşma hikayesi sorgulanmalıdır. Arada kalınan durumlarda intraoperative kortikal mapping önerilmelidir. Dil merkezlerine yakın yerleşimli düşük gradeli tümörlerde tümörlerde dil merkezlerinde bilateralite ve sağ lateralite daha fazla görülür [12-15].

Resting fMRI spontan BOLD olarak da adlandırılabilir. Hasta hareketsizdir. Ancak beyinde her daim aktivite mevcuttur. Task fmri'da metabolizmada %5 değişim izlenirken resting fmri'da task olmayıp hasta hareketsiz iken solunum ve kalp hareketinden farklı beynin fizyolojik fluktasyonları (0,01-0,10 Hz) görüntülenir. Aynı anda fluktasyon yapan bölgeler ortaya konarak networkler görüntülenir. Olguya çekim sırasında gözlerini kapaması veya bir noktaya bakması söylenir. Beynin fonksiyonel konnektivitesini ortaya koyar. Beyinde pek çok network mevcuttur [auditory, somatosensory, language, frontoparietal attention, default mode network, primer visual alanlar, sekonder visual alanlar (ventral visual stream-object/face recognition ve dorsal visual stream-visuospatial fonksiyonlar, motion perception), salience, medial temporal/limbic network (öğrenme ve hafıza), ve serebellum]. Default mode network ve salience network resting fMRI'da izlenir. Task fMRI (cognitive tests) sırasında default mode network'de sinyal azalır. Resting fMRI ile AD, bilinci bozuk olgularda, nörolojik ve psikiyatrik olgularda beynin yapısal konnektivite bozuklukları araştırılır. Tumor ve epilepsi hastalarında da uygulanmaya başladı. Epilepsi hastalarında operasyon için displastik korteksin konnektivitesi olup olmadığı araştırılır (Şe-

kil 7). Language lateralizasyonun belirlenmesinden task fmri ile karşılaştırmalı çalışmaları devam etmektedir [16, 17].

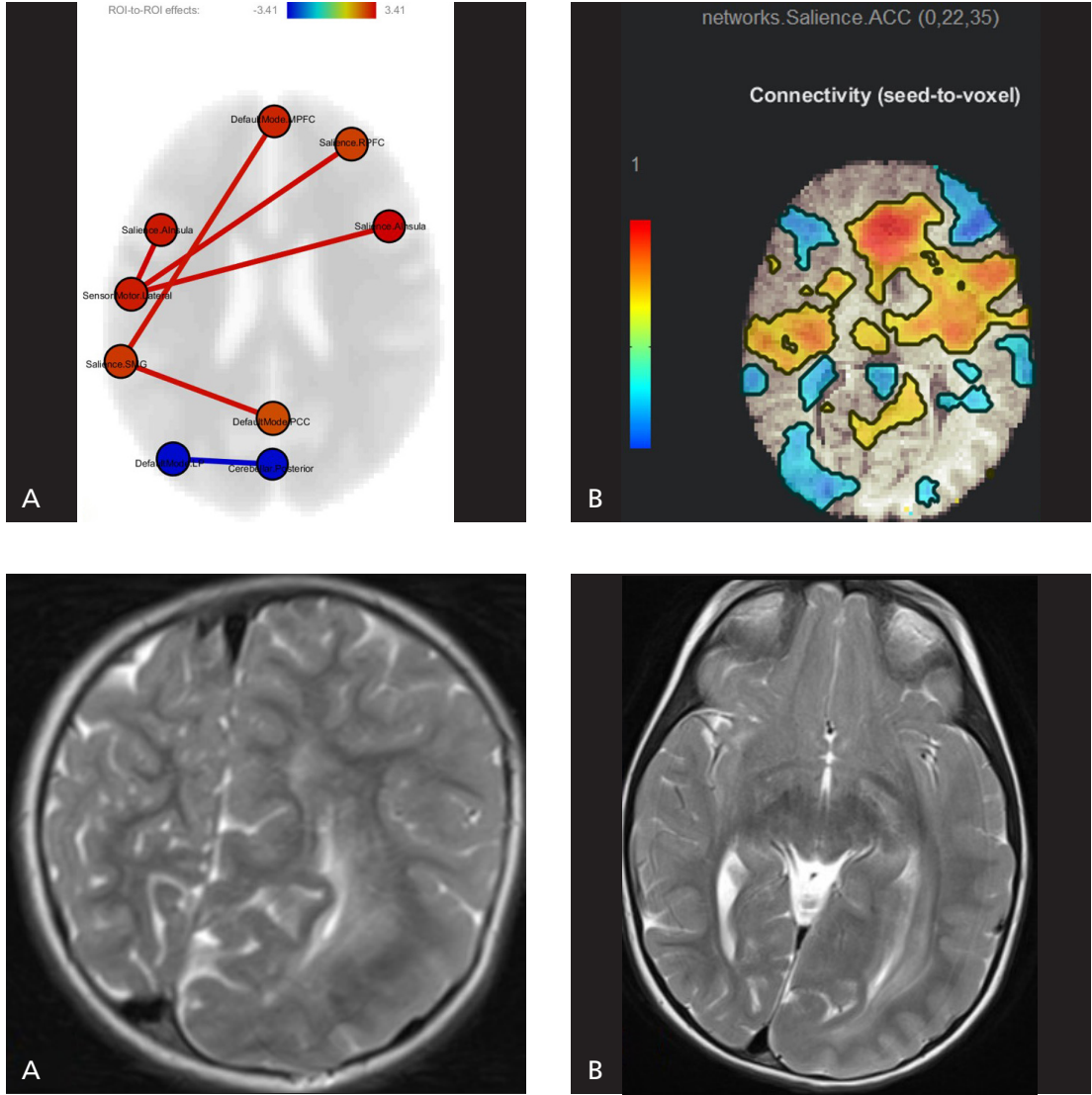
Demir Yüğü Görüntüleme

MR görüntüleme, karaciğer, kalp, dalak, pankreas ve hipofiz bezi gibi çeşitli organlarda fazla demir birikimini tespit etmek ve ölçmek için kullanılabilir. Aşırı demir yükü, kalıtsal hemokromatoz ve talasemi intermedia, demir metabolizmasındaki bozuklukları veya uzun süreli transfüzyon tedavisi gibi demir emilim bozukluklarından kaynaklanabilir. Demir dokular için toksiktir. Aşırı demir yükü flebotomi veya demir şelasyon tedavisi ile tedavi edilir. Bu tedavilerin uygunluklarının değerlendirmek, izlemek ve yanıtı belirlemek için demir içeriğinin miktarının belirlenmesi önemlidir. Geleneksel olarak, serum ferritin seviyesi ölçülebilir ve doğrudan karaciğer biyopsisi yapılabilir. Ancak, karaciğer biyopsisi invazivdir ve ferritin ölçümleri organ demir depolarıyla zayıf bir şekilde ilişkilidir. MR görüntüleme, çeşitli organlarda aşırı demir yükünü ölçmenin yeni invaziv olmayan bir yoludur.

Demirin ferritin and hemosiderin'den oluşan yüksek moleküler ağırlıklı birleşenlerin manyetik duyarlılık etkisi fazla olup demir içeriği ile orantılı olarak GE sekanslarında dokuların T2* süresini belirgin kısaltır. Dokulardaki demir birikimi ölçmek için iki yöntem kullanılmaktadır. Sinyal intensite oranı ve Relaksometre. İkisinde de SE ve/veya GE sekansları kullanılır.

Sinyal intensite oranında karaciğer ve dalaktaki sinyal kas veya yağdaki sinyal ile oranlanır. Farklı TE'li GE sekansları alınır (T1, intermediate T2, long-TE T2) ve birde T1A SE alınır. Bu sinyaller ölçülerek dokulardaki demir hesaplanır.

Relaksometride demirin neden olduğu transvers relaksasyon T2 or T2* ve relaksasyon hızları R2 (1/T2) ve R2* (1/T2*) sırasıyla SE ve GE sekanslarında ayrı ayrı hesaplanır ve yine farklı TE değerlerinde ölçümler yapılır. Farklı yöntemler ile yapılan ölçümlerde kalbin ejeksiyon fraksiyon demir birikimiyle orantılı olarak azalmakta, karaciğerdeki demir birikimi de biyosi sonuçları ile uyumlu bulunmuştur.



Resim 7. A-D. (A) Resting fmri'da ROI to ROI analiz ile depresyon hastalarında salience ile default mode network bölgeleri arasında artmış konnektiviteler (kırmızı), serebellum ile default mode network bölgeleri arasında da azalmış (mavi) konnektiviteler izlenmektedir. (B-D) 2,5 yaşında hemimegaloensefali şeklinde displazisi bulunan olguda seed to voxel analiz yöntemi ile resting fmri incelemesinde salience networke ait anterior cingulum ile parietal occipital temporal bölgedeki geniş serebral displazi arasında konnektivitenin olmadığı izlenmektedir.

Sinyal intensite oranı relaksometri yöntemlerinden daha hızlıdır ancak demir içeriği değerlendirmesinde sınırı dardır ve sonuçları daha az kesindir. R2* kullanılan yöntemler, R2 kullanılan yöntemlere göre daha hızlıdır ve düşük demir içeriğine daha duyarlıdır fakat manyetik duyarlılık artefaktı daha fazladır [3, 6].

Aynı şekilde Alzheimer hastalarında, neurodegeneration associated with brain iron accumulation sendromlarında (NBIA), karotid

plaklarda demir birikimi GE T2* ile ortaya konmaktadır.

Demiroksit partiküller vasküler, moleküler ve selüler MR görüntülemeye kullanılan kontrast ajan gruplarındandır. Okside demir partikülleri boyutlarına ve demir oksit kor etrafındaki yapılarına göre farklı yarılanma ömrü ve doku özelliklerine sahiptirler ve buna göre kategorize edilmektedirler. Büyük partiküller retikuloendotelial sistemin organları olan

dalak, karaciğer ve kemik iliği gibi dokuların fagositoz yapan hücreleri olan makrofajlar tarafından hızlıca tanınip endositoz ile hücre içine alınırken, küçük partiküller özellikle vasküler geçirgenliği artmış ya da bütünlüğü bozulmuş dokularda endotel hücreleri arasında pasif olarak dokulara geçebilirler. Bu dokularda ise inflammatuar hücreler içerisinde birikerek yüksek konsantrasyona ulaşabilirler. İnflame dokularda ya da tümör hücrelerinde yüksek konsantrasyona ulaşan ultraküçük boyutlarda iron oksit partiküller süperparamagnetik etkileri ile transvers relaksasyon zamanını belirgin kısaltarak T2 ya da T2* ağırlıklı sekanslarda sinyal kaybına neden olurlar. Böylece inflamasyonun mevcut olduğu doku MRI'da görülebilir hale gelir [18].

SONUÇ

T2* relaksasyon GE sekanslarında spin-spin relaksasyon and magnetik alan inhomojenitesi ile birlikte transverse magnetization kaybolmasıyla oluşur. Manyetik duyarlılık T2* etkinin daha hızlı oluşmasına neden olur. GE sekanslarında T2* ağırlıklı görüntü küçük flip açısı, uzun TE, ve uzun TR ile oluşur. T2* GE sekanslar ile kanama, kalsifikasyon ve pek çok dokudaki demir brikimi gösterilebilir. T2* kontrast SWI, MR perfüzyon, fonksiyonel MR ve demir yükü görüntüleme gibi pek çok MR tekniğinin temelini oluşturmaktadır.

Kaynaklar

- [1]. Allisy-Roberts P, Williams J. Farr's physics for medical imaging. Philadelphia: Saunders Ltd.; 2007.
- [2]. Stark DD, Bradley WG, Bradley WG. Magnetic resonance imaging. Missouri: Mosby Inc.; 1999.
- [3]. Chavhan GB, Babyn PS, Thomas B, Shroff MM, Haacke EM. Principles, techniques, and applications of T2*-based MR imaging and its special applications. Radiographics 2009; 29: 1433-49. [\[Crossref\]](#)
- [4]. Schenck JF. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. Med Phys 1996; 23: 815-50. [\[Crossref\]](#)
- [5]. Magnetic susceptibility of the elements and inorganic compounds (Fermi National Accelerator Laboratory).
- [6]. Tang MY, Chen TW, Zhang XM, Huang XH. GRE T2*-weighted MRI: Principles and clinical applications. Biomed Res Int 2014; 2014: 312142. [\[Crossref\]](#)
- [7]. Poustchi-Amin M, Mirowitz SA, Brown JJ, McKinsty RC, Li T. Principles and applications of echo-planar imaging: A review for the general radiologist. Radiographics 2001; 21: 767-79. [\[Crossref\]](#)
- [8]. Halefoglu AM, Yousem DM. Susceptibility weighted imaging: Clinical applications and future directions. World J Radiol 2018; 10: 30-45. [\[Crossref\]](#)
- [9]. Yamada N, Imakita S, Sakuma T, Takamiya M. Intracranial calcification on gradient-echo phase image: Depiction of diamagnetic susceptibility. Radiology 1996; 198: 171-8. [\[Crossref\]](#)
- [10]. Bosemani T, Verschuuren SI, Poretti A, Huisman TAGM. Pitfalls in susceptibility-weighted imaging of the pediatric brain. J Neuroimaging 2014; 24: 221-5. [\[Crossref\]](#)
- [11]. Haacke EM, Reichenbach JR. Susceptibility weighted imaging in MRI: Basic concepts and clinical applications. New Jersey: John Wiley & Sons; 2014.
- [12]. Bizzi A, Biasi V, Falini A, Ferroli P, Cadioli M, Danesi U, et al. Presurgical functional MR imaging of language and motor functions: Validation with intraoperative electrocortical mapping. Radiology 2008; 248: 579-89. [\[Crossref\]](#)
- [13]. Hill VB, Cankurtaran CZ, Liu BP, Hijaz TA, Naidich M, Nemeth AJ, et al. A practical review of functional MRI anatomy of the language and motor systems. Am J Neuroradiol AJNR 2019; 40: 1083-90. [\[Crossref\]](#)
- [14]. Tieleman A, Deblaere K, Van Roost D, Van Damme O, Achten E. Preoperative fMRI in tumour surgery. Eur Radiol 2009; 19: 2523-34. [\[Crossref\]](#)
- [15]. Drobyshevsky A, Baumann SB, Schneider W. A rapid fMRI task battery for mapping of visual, motor, cognitive and emotional function. NeuroImage 2006; 31: 732-44. [\[Crossref\]](#)
- [16]. Power JD, Schlaggar BL, Petersen SE. Studying brain organization via spontaneous fMRI signal. Neuron 2014; 84: 681-96. [\[Crossref\]](#)
- [17]. Rolinski R, You X, Gonzalez-Castillo J, Norato G, Reynolds RC, Inati SK, et al. Language lateralization from task-based and resting state functional MRI in patients with. Hum Brain Mapp 2020; 41: 3133-46. [\[Crossref\]](#)
- [18]. Stirrat C, Vesey A, McBride O, Robson J, Alam S, Wallace W, et al. Ultra-small superparamagnetic particles of iron oxide in magnetic resonance imaging of cardiovascular disease. J Vasc Diagn Interv 2014; 2: 99-112. [\[Crossref\]](#)

Manyetik Duyarlılığa Dayalı Görüntüleme Teknikleri

Banu Karaalioğlu, Ayşe Aralaşmak

Sayfa 230

T2* bir transverse relaksasyondur ve gerçek T2'den daha az ya da yarısı kadardır. Ortam inhomojenitesinde dolayı tranvers düzlemdeki manyetizasyon normal T2'den daha kısa zamanda kaybolur. Bu yüzden T2* 'gözlenenen' ya da 'efektif' T2 olarak, normal T2'de 'natural' ya da 'gerçek' T2 olarak adlandırılır.

Sayfa 231

Negative duyarlılığa sahip diamanyetik maddeler manyetik alan dışına doğru itilirken, pozitif duyarlılığa sahip paramanyetik, superparamanyetik ve ferromanyetik maddeler manyetik alan içine çekilir.

Sayfa 231

GE'da T2* etki ise uzun TE, uzun TR ve kısa flip açıları ile mümkündür. Magnetin tesla gücü ve vokselle boyutu arttıkça T2* etki belirginleşir. Bu yüzden iki boyutlu GE sekansları üç boyutlu GE sekanslarına göre manyetik inhomeniteyi daha iyi gösterir.

Sayfa 232

Faz görüntülemesinde deoxyhemoglobin, intraselüler methemoglobin, hemosiderin, ve ferritin, demir gibi paramanyetik maddeler pozitif faz şiftine yol açarken, kalsiyum, kemik mineralleri gibi diamanyetik maddeler negatif faz şiftine neden olur.

Sayfa 237

Fonksiyonel datayı değerlendirirken nöronal plastisite dikkat edilmelidir. Hemisferik fonksiyon kaybı karşı serebral hemisferin veya uzak bir başka bir bölgenin reorganizasyonu ile kompanse edilebilir veya ilgili bölgedeki fonksiyon kaybında lezyon çevresindeki alanlarda yoğun BOLD aktiviteleri izlenebilir (recruitment). Nörovasküler eşleşememe (neurovascular uncoupling- NUC) diğer bir sorundur. NUC'de false negative ve false positive BOLD sinyali alabiliriz. Sadece gri cevher değil beyaz cevherden de sinyal alınabilir. Gri cevherde kan akımı 60-70 mL/100 g/dk ve beyaz cevherde 40-50 mL/100 g/dk'dır. Bu da bazen yanıltıcı olabilir. Yüksek teslalarda bu durum daha fazla görülmektedir.

Sayfa 238

Resting fMRI spontan BOLD olarak da adlandırılabilir. Hasta hareketsizdir. Ancak beyinde her daim aktivite mevcuttur. Task fMRI'da metabolizmada %5 değişim izlenirken resting fMRI'da task olmayıp hasta hareketsiz iken solunum ve kalp hareketinden farklı beynin fizyolojik fluktasyonları (0,01-0,10 Hz) görüntülenir. Aynı anda fluktasyon yapan bölgeler ortaya konarak networkler görüntülenir. Olguya çekim sırasında gözlerini kapaması veya bir noktaya bakması söylenir. Beynin fonksiyonel konnektivitesini ortaya koyar.

Manyetik Duyarlılığa Dayalı Görüntüleme Teknikleri

Banu Karaalioğlu, Ayşe Aralaşmak

1. SWI'da Faz kodlamalı görüntülemelerde hangisi negatif faz şiftine sebep olur?
 - a. Kalsiyum
 - b. Deoxyhemeoglobin
 - c. Ferritin
 - d. Hemosiderin
 - e. Demir
2. Fonksiyonel MR ile ilgili hangisi doğrudur?
 - a. T2* görüntülemesidir.
 - b. Eko planar görüntülemesidir.
 - c. Arteriyel BOLD görüntülemesidir.
 - d. Nöronal aktiviteye bağlı kan akım değişiklikleri görüntülenir.
 - e. Hepsi
3. Manyetik duyarlılık etki hangisinde azalır ?
 - a. Yüksek teslalarda
 - b. Kısa flip açısında
 - c. Kalın kesitlerde
 - d. Kısa TE
 - e. SWI
4. Resting fmri'da izlenen task fmri'da sırasında izlenmeyen network hangisidir?
 - a. Default mode network
 - b. Primer visual network
 - c. Visual assosiasyon alanları
 - d. Auditory network
 - e. Frontoparietal attention network
5. T2* dayalı MR perfüzyon tekniği hangisidir?
 - a. DSC MR perfüzyon
 - b. ASL perfüzyon
 - c. Permeabilite haritalama
 - d. Hepsi
 - e. Hiçbiri