

Manyetik Rezonans Görüntüleme ve MR Anjiyografi Teknikleri

Kamil Karaali 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Difüzyon ağırlıklı görüntüleme yöntemi fiziği ve uygulamaları
- Akut iskemik inmede konvansiyonel MR bulguları
- MR anjiyografi teknikleri ve uygulamaları

Karaali K. Manyetik Rezonans Görüntüleme ve MR Anjiyografi Teknikleri. Trd Sem 2021; 9: 227-241.

GİRİŞ

Serebral akut iskemik inme, modern çağın en önemli sağlık sorunlarından biridir. Değişen beslenme alışkanlıkları, diyabet gibi hastalıkların daha yaygın görülmesi, hareketsiz yaşam, stres ve benzeri nedenlerle görülme sıklığı, özellikle gelişmiş ülkelerde giderek artmakta, önemli bir ölüm ve sakatlık nedeni olarak karşımıza çıkmaktadır [1]. Akut iskemik inmenin tanı ve tedavisinde multidisipliner yaklaşım şarttır. Sağaltımda hastanın ve lezyonun özelliklerine göre medikal veya girişimsel yöntemler kullanılabilir. Akut inme ile başvuran olguda ilk radyolojik değerlendirme sıklıkla beyin bilgisayarlı tomografi (BT) ile yapılmaktadır. BT, aynı klinik bulgulara neden olabilecek akut parankimal hemoraji gibi nedenlerin hızlı bir şekilde dışlanabilmesini sağlar. Enfarktın yarattığı parankimal değişiklikleri gösterebilir. Akut hemorajinin dışlanma-

sı medikal tedaviye başlanabilmesi için gereklidir.

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) de, hemen hemen tüm inme olgularının değerlendirilmesinde yer alabilen bir yöntemdir. Özellikle beyin sapı ve arka fossa yerleşimli enfarktlar gibi, BT'nin nispeten yetersiz kaldığı durumlarda önemli bir alternatiftir. Ayrıca, inmeye bağlı gelişen parankimal sitotoksik ödem, en erken difüzyon ağırlıklı MRG ile gösterilebilir. İnme olgularında, etiolojinin belirlenmesinde vasküler yapıların değerlendirilmesi bir sonraki basamaktır. İdeal olarak, arkus aortadan itibaren intrakranyal arterlere dek tüm yapılar incelenmelidir. Arteriyel yapıların değerlendirilmesi ultrasonografi (US) ve Doppler US, BT anjiyografi, "Digital subtraction" anjiyografi (DSA) ve MR anjiyografi ile yapılabilir. Bu derlemede, konvansiyonel MRG, difüzyon ağırlıklı görüntüleme ile MR anjiyografinin temel fiziksel prensipleri, inmedeki yeri özetle-

Akdeniz Üniversitesi, Tıp Fakültesi Hastanesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

✉ Kamil Karaali • kamilkaraali@gmail.com

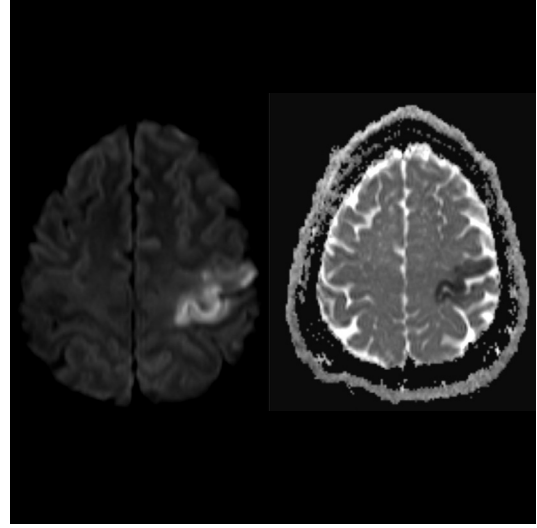
necek ve diğer yöntemlerle avantaj ve dezavantajlar açısından karşılaştırılması yapılacaktır.

MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME

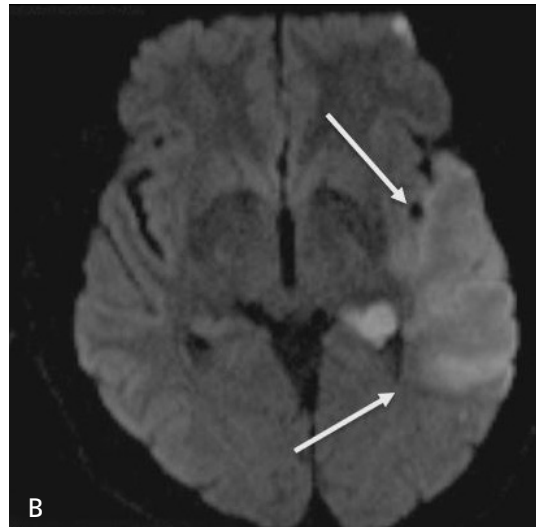
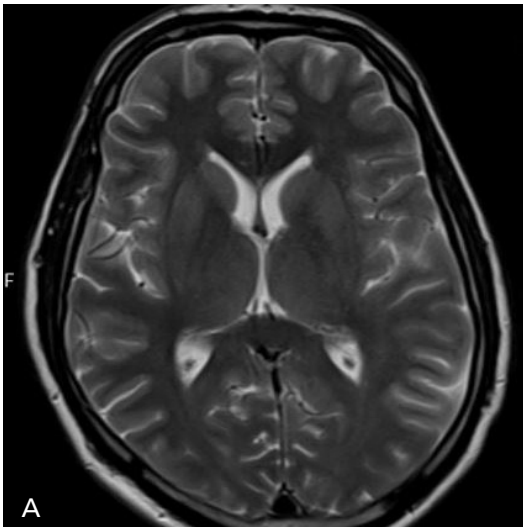
Kesitsel görüntüleme yöntemlerinden biri olan MRG, iyonizan radyasyon içermemesi gibi önemli bir avantaja sahiptir. Klinik kullanıma girdiği 1980'li yılların sonlarından itibaren, uygulama alanı her geçen gün artmakta ve birçok hastalığın tanı ve izleminde ilk sırada yer almaktadır. Mükemmel yumuşak doku kontrastı ve çok düzlemlili (multiplanar) görüntülemeye olanak tanınması da diğer önemli özellikleridir.

MRG sinyalinin elde edilmesinde, bazı deneysel uygulamalar ve farklı atomlar kullanılarak yapılan MR spektroskopisi yöntemleri dışında hidrojen atomu kullanılır. Vücutta en çok bulunan molekül olan suyun yapısında iki adet bulunan hidrojenin bolluğu bu kullanımın en önemli nedenidir. Hidrojen atomunda sadece bir proton ve bir elektron bulunur, nötron yoktur. Hidrojenin bu çekirdek özelliği, manyetik alanlarda etkileşimde önemli rol oynayan giromanyetik sabitinin (γ olarak gösterilir) diğer atomlardan çok daha yüksek olmasına neden olur [1]. Bu özellikler konvansiyonel MRG'de sinyal kaynağı olarak hidrojen atomunun kul-

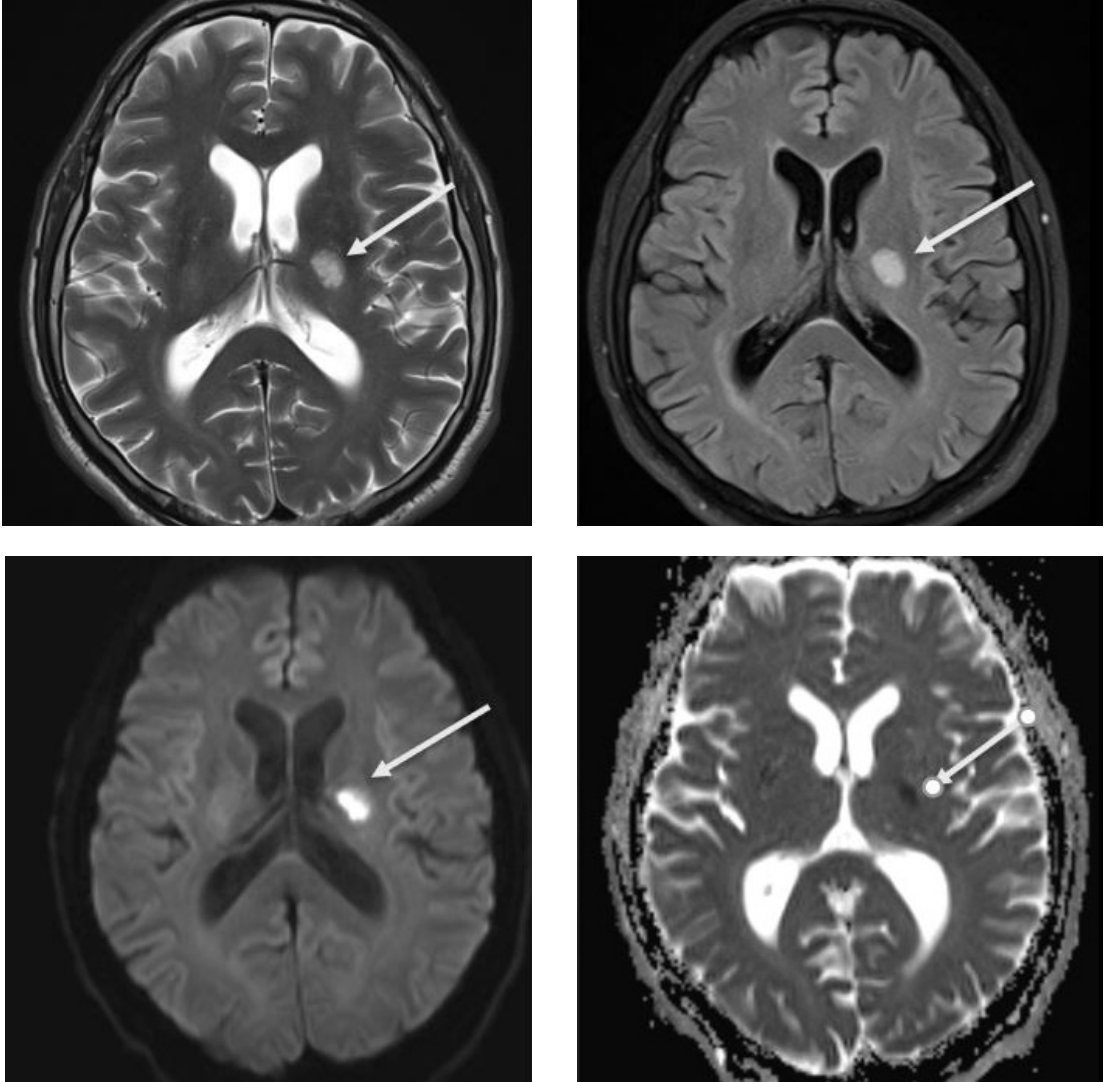
lanılmasını sağlar. Temel olarak MRG sinyali, dışsal kuvvetli manyetik alan içine yerleştirilen ve radyofrekans dalgaları ile enerji yüklenen hidrojen atomu protonlarının yaptığı presesyon (ya da salınım) hareketinin alıcı sarmallarda (diğer adı ile koillerde) oluşturduğu alternatif



Resim 1. Akut enfarkt ve difüzyon kısıtlanması. Ani gelişen sağ hemiparezi kliniği ile başvuran olguda, sol frontal lobda presantral girusta difüzyon kısıtlanması. Soldaki görüntü difüzyon (b1000) ağırlıklı transvers kesit, sağda ise ADC görüntüsü. Difüzyon görüntüsünde parlak (hiperintens) olan alan ADC haritasında koyu (hipointens) olarak izlenmektedir.



Resim 2. A, B. Akut gelişen afazi olgusu. Olayın başlangıcından iki saat kadar sonra acile başvuran hastaya yapılan beyin MRG tetkikinde T2-ağırlıklı görüntülerde (A) herhangi bir patoloji seçilemezken difüzyon görüntüsünde akut enfarkt alanı (oklar) hiperintens izlenmektedir.

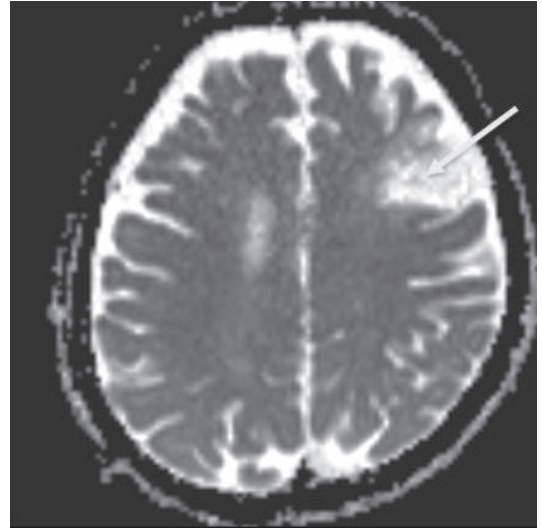
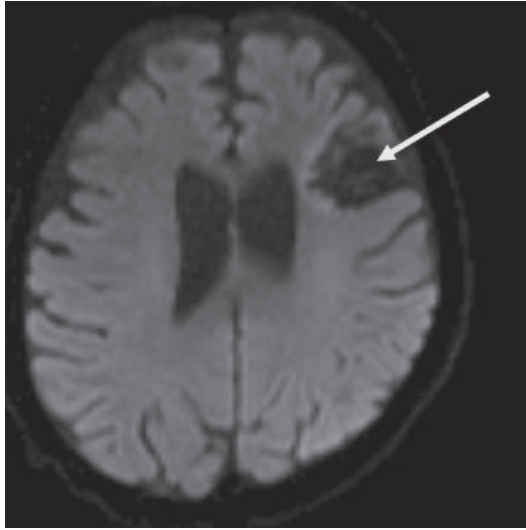
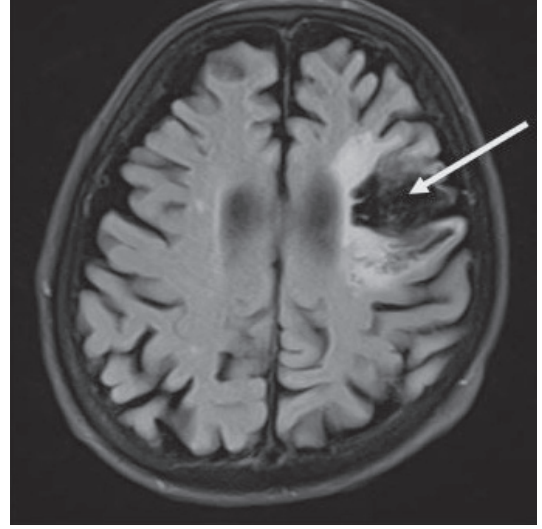
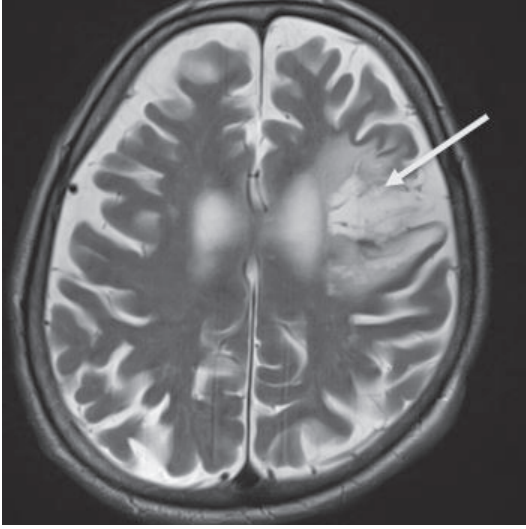


Resim 3. Sol talamus yerleşimli akut enfarkt. Üstte T2 ağırlıklı (sol) ve FLAIR görüntülerde (sağ) lezyon hiperintens izleniyor. Alt sırada solda difüzyon ağırlıklı görüntüde hiperintens iken sağdaki ADC haritasında hipointens görünümde.

elektrik akımıdır şeklinde tanımlanabilir. Burada dokular arasındaki temel kontrastı belirleyen protonlar arasındaki relaksasyon farklılıklarıdır [2, 3].

Difüzyon ağırlıklı görüntüleme de özellikli bir MRG uygulamasıdır. Burada, konvansiyonel MR sekanslarında kullanılanlara ek olarak uygulanan difüzyon gradientleri mevcuttur. Bunlar bir seferde tek yönde uygulanır. Sonuçta difüzyonu kısıtlı olan alanlardaki protonlarda sinyal artışı olurken serbest protonlarda bu meydana gelmez [4]. Ancak; difüzyon ağırlıklı görüntüleme temel olarak T2 ağırlıklı sekans-

lara dayanır. T2 görüntülerde belirgin derecede hiperintens lezyonlar kısıtlanmış difüzyon olmasa bile difüzyon ağırlıklı kesitlere yüksek sinyal intensitesinde yansiyabilirler. Buna T2 parlaması (ya da “T2 shine through”) denir [5]. Ancak difüzyon gradientinin gücünü belirleyen B değeri arttıkça difüzyon ağırlığı artar ve T2 parlama etkisi de azalır. Difüzyon gradientinin gücü değişik anatomik bölgelerde farklı değerlerde olabilir. Beyinde bu değer genelde 1000 s/mm² olarak uygulanır. Bu nedenle difüzyon görüntülerinin “b1000” görüntüler şeklinde ifade edilmesi de mümkündür.



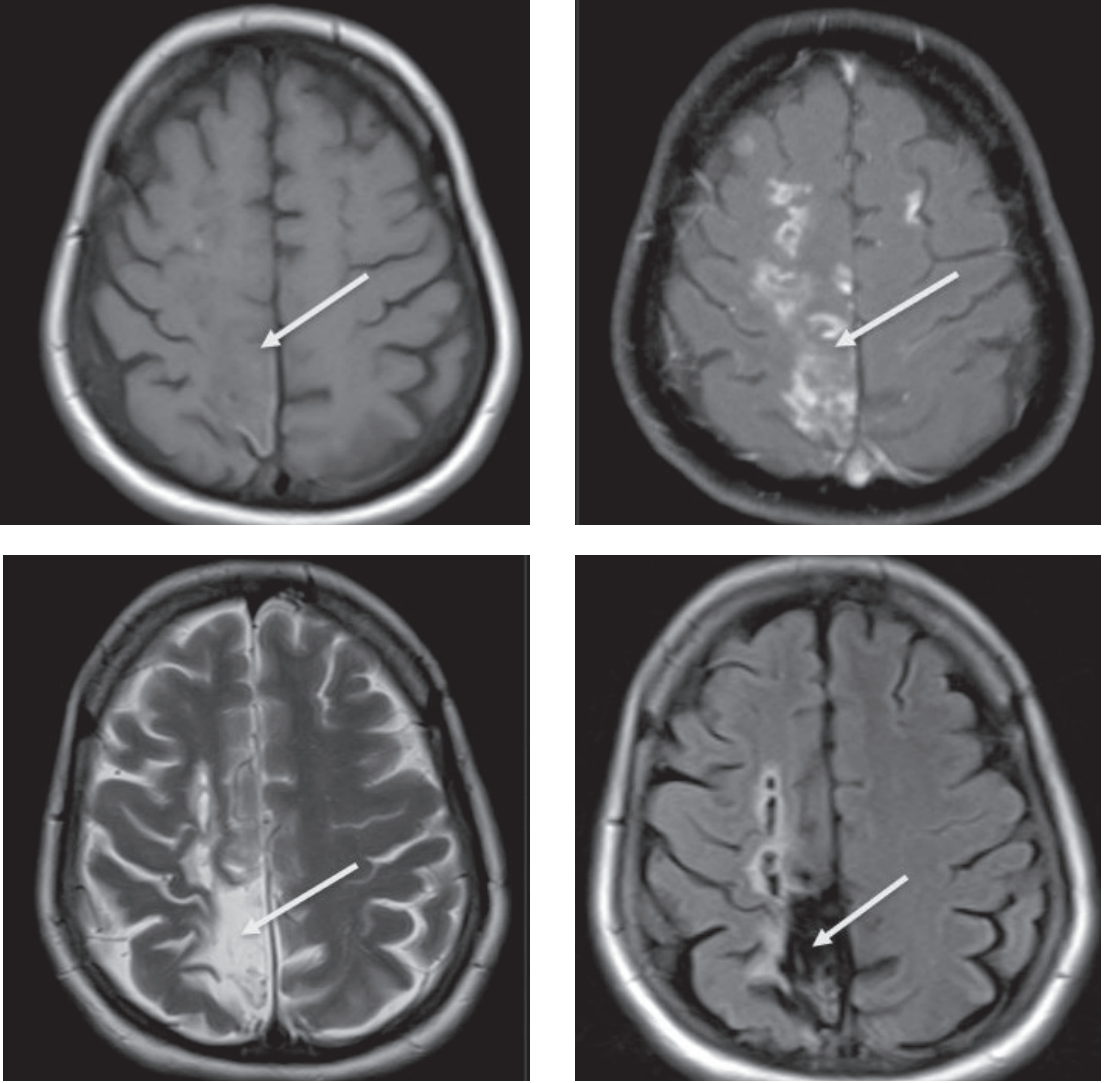
Resim 4. Sol frontal lobda eski enfarkt. Üstte T2 ağırlıklı (sol) ve FLAIR görüntülerde (sağ) lezyonun iç kesimi BOS intensitesine yakın izleniyor (oklar). Etrafında gliozise bağlı artmış intensite alanları da mevcut. Alt sırada solda difüzyon ağırlıklı görüntüde hipointens iken sağdaki ADC haritasında hiperintens görünümde.

Difüzyon ağırlıklı görüntülerdeki T2 etkisini kaldırmak için ADC (apparent diffusion coefficient) haritaları oluşturulur. ADC haritalarında sinyal intensitesi difüzyon büyüklüğü ile orantılıdır. Difüzyon yönü ve T2 etkisinden bağımsızdır. Ölçülen difüzyon büyüklüğünün mutlak değerini gösterir. Difüzyon ağırlıklı görüntülerde parlayan alanda difüzyon kısıtlanmasının olduğunu söylemek için aynı alanın ADC görüntülerde koyu (hipointens) olarak izlenmesi gereklidir (Resim 1).

Difüzyon MRG iskemik hasarı diğer sekanslara göre en erken dönemde gösterme kapasite-

tesine sahiptir. Difüzyon görüntüleme ile ilgili klinik çalışmalarda iskemik olaydan 30 dakika içerisinde difüzyon kısıtlanmasının gösterilebildiği vurgulanmıştır [4]. Ancak günlük pratikte bu sürenin biraz daha uzun olduğu, 1-2 saatlik dönemden birkaç saate çıkabileceği unutulmamalıdır (Resim 2). Difüzyon kısıtlanması 8-32. Saatler arasında en belirgindir.

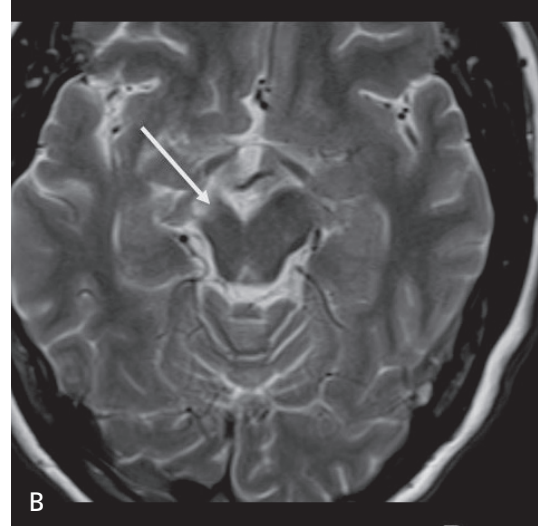
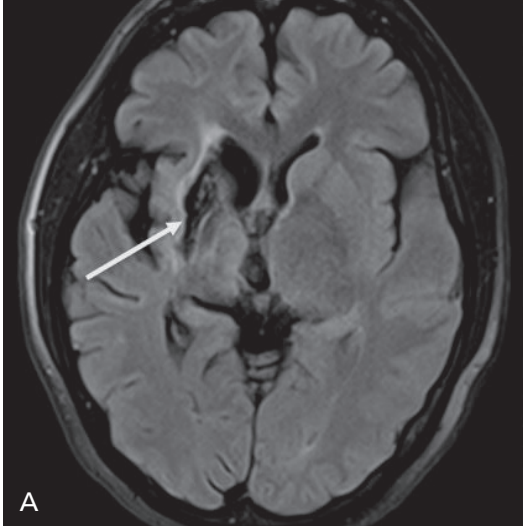
İskemi sonrası hücresel düzeyde ortaya çıkan difüzyon kısıtlanmasının nedeni şöyle izah edilebilir: Kanlanma bozulunca, oksijen azalması nedeni ile ATP sentezi sekteye uğrar ve hücre



Resim 5. Sağ frontoparietal bölgede (sağ anterior serebral arter sulama alanında) subakut enfarkt. Üstteki görüntüler kontrast öncesi (sol) ve sonrası (sağ) T1 ağırlıklı kesitler olup kontrast sonrası subakut enfarkt alanında parankimal-giral tarzda tutulum dikkat çekiyor (oklar). Alttaiki görüntüler 4 ay sonra yapılan tetkike ait T2 ve FLAIR görüntüler olup geniş encefalomalazi alanına ait görünüm izleniyor (oklar).

membranındaki Na⁺/K⁺ adenozin trifosfat pompası ve diğer iyon pompaları bozulur. Hücre dışına iyon kaçıışı (potasyum) ve hücre içine sodyum ve dolayısı ile su girişi olur. Hücre içi mesafede suyun hareketi kısıtlanır. Hücre içine su girişine bağlı hücreler arası hacim azalır. Ayrıca mikrotübüllerin hasarı ve hücresel bileşenlerin de parçalanmasına bağlı hücre içi viskozite artışı, sitoplazmik hareket azalması, ısı, hücre membranında geçirgenlik değişimi gibi etkenler difüzyon kısıtlanmasına katkıda bulunur [6].

Akut infarktı takiben 30. dakikadan itibaren kısıtlanmış difüzyon ADC haritalarında hipointensite olarak izlenmeye başlanır. ADC intensitesi bu alanda azalmaya devam eder. İlk 3-5 gün belirgin düşük olarak izlenir. Yaklaşık 1-4 haftada; genellikle de 10-12 günlerde normal değerine ulaşır. Buna "psödonormalizasyon" denir. Bu dönemde ADC' deki giderek artan intensitenin sebebi, sonradan vazojenik ödemin de gelişimi ve hücre duvar yıkımına bağlı hücreler arası mesafedeki sıvı miktarındaki artıştır. Difüzyon



Resim 6. A, B. Sağdaki FLAIR görüntüde sağ taraf bazal ganglionlar yerleşimli eski enfarkt alanı (ok) izleniyor. Soldaki T2 görüntüde ise aynı hastada sağ krus serebride Wallerian dejenerasyona bağlı atrofi izleniyor (ok).

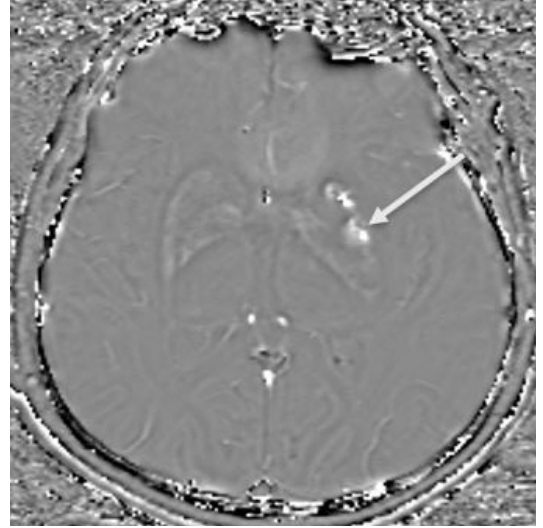
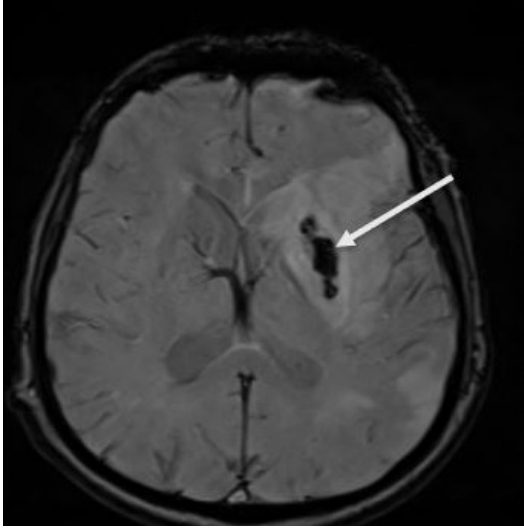
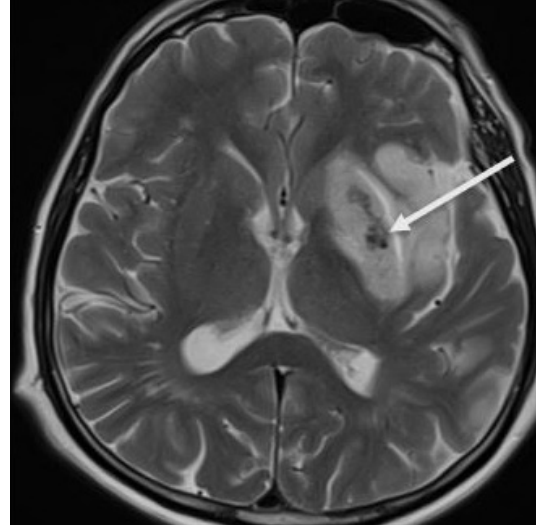
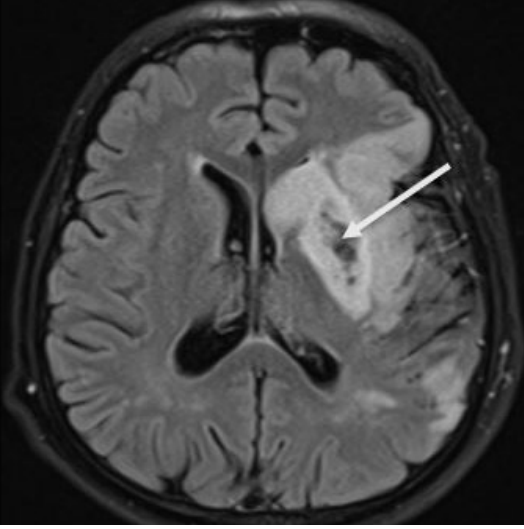
ağırlıklı görüntüleme değerlendirmesini yaparken iskemik olay semptomlarının üzerinden geçen sürenin bilinmesi de bu nedenlerle önem taşır [7]. Ayrıca; trombolitik tedavi alan hastalarda psödonormalizasyonun daha erken (1–2 günde) ortaya çıkabileceği de unutulmamalıdır.

Konvansiyonel MRG sekanslarında enfarkt; difüzyon ağırlıklı görüntüleme göre daha geç bulgu verir. FLAIR ve T2 ağırlıklı görüntülerde akut enfarkt alanı hiperintensdir (Resim 3). Shimosegawa ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada inmeden sonraki ilk 6 saatte T2 ağırlıklı görüntülerin %18 gibi düşük bir sensitivite gösterdiği belirtilmektedir [8]. İnmeden sonraki ilk 6 saatlik dönemde %29 sensitiviteye sahip olan FLAIR sekanslar akut inmenin parankimal değişikliklerini görüntüleme T2A görüntülerden biraz daha yüksek sensitiviteye sahiptir ve özellikle uyanma enfarktlarında FLAIR ve difüzyon görüntülerin birlikte değerlendirilmesi, olayın üzerinden geçen zamanı tahmin etmede ve trombolitik tedavi açısından endikasyon saptamada faydalı olabilir. İskemik inme geçiren birçok hastada semptomların ortaya çıkmasından yaklaşık 6-12 saat sonra FLAIR sekanslardahiperintensite izlenmeye başlamaktadır. Diffüzyon kısıtlanması bulguları olan hastalarda eğer FLAIR’da henüz bir bulgu izlenmiyorsa (ki buna FLAIR-difüzyon uyumsuzluğu “mismatch” denebilir) inmenin

6 saatten önce gerçekleştiği sonucuna varılır ve trombolitik tedaviye başlamak için önemli bir veri olarak değerlendirilir [9].

İskeminin kronik döneminde ise hücre ölümüne bağlı ekstraselüler kompartman hacmi arttığı için difüzyon hızlarını yani ADC normalden yüksektir. Yani akut iskemik olayın üzerinden geçen süre uzadıkça tüm sekanslarda beyin-omurilik sıvısı (BOS) ile aynı intensiteye yaklaşan bir görünüm almış olur (Resim 4).

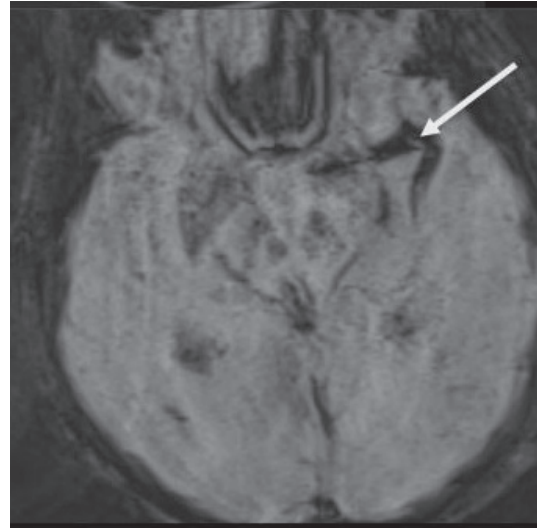
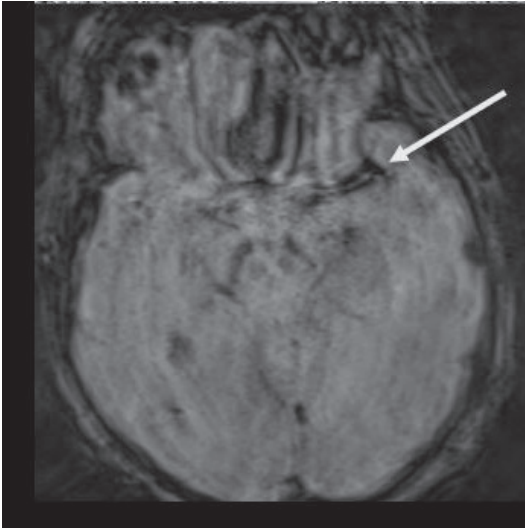
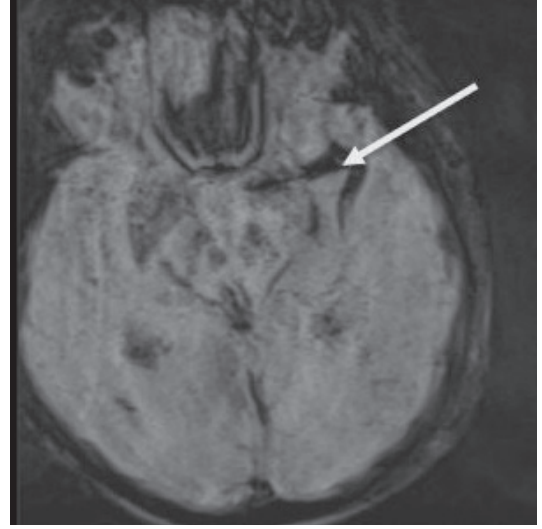
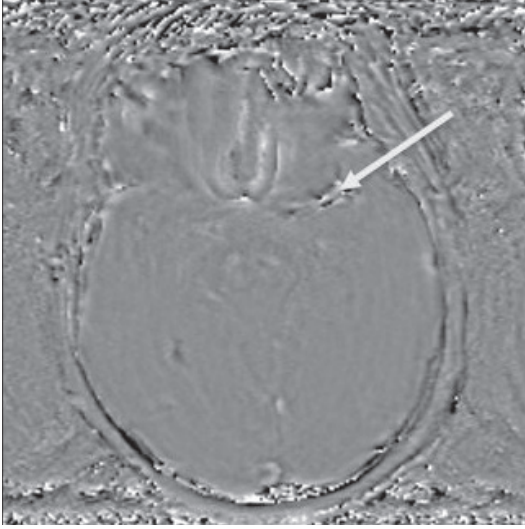
Konvansiyonel MRG sekanslarında akut enfarkta ait sinyal intensitesi parankime göre T1-ağırlıklı görüntülerde düşük, T2-ağırlıklı görüntülerde ise yüksektir. Ancak bu intensitelerin ortaya çıkışı difüzyon ağırlıklı ve FLAIR sekanslara göre daha geçtir. Önemli detaylardan bir tanesi de subakut dönem enfarktlara ait bulgulardır. Subakut dönemde enfarkt sahasında perfüzyon tekrar olursa hemorajik dönüşüm alanları ve giral-parankimal kontrastlanmalar ortaya çıkabilir [10, 11], ki bu görüntüler özellikle eski tetkikler mevcut değilken değerlendirilirse kitle, lenfoma gibi patolojiler ile karışabilir (Resim 5). Kontrastlanma ve parankimal ödematöz değişikliklerin subakut dönem sonrasında gerilemesi ve kaybolması beklenir. Bu nedenle kuşku olgularda subakut dönem sonrası kontrol MRG ile değerlendirme uygun olacaktır.



Resim 7. Sol orta serebral arter sulama alanında subakut dönem enfarkt ve bu alanın içinde gelişen hemorajik dönüşüm. Üstteki T2 ve FLAIR görüntülerde hipointens olarak seçilen hemorajik dönüşüm (oklar). Altta solda SWI görüntüsünde hipointens, sağdaki faz görüntüsünde ise hiperintens seçilmekte (oklar).

Geç dönemde parankim alanlarında izlenen intensiteler BOS intensitesine yaklaşır ve kronik dönemde ensefalomalazi gelişeceği için tüm sekanslarda ağırlıklı olarak BOS intensitesine yakın, yer yer glial septaların izlenebildiği alanlar ortaya çıkar. Geniş ensefalomalazik alanlar, çekintiler nedeni ile ventriküllerde asimetrik dilatasyona yol açabilir. Ayrıca geniş ensefalomalazi alanı ile aynı tarafta antegrad (Wallerian) dejenerasyona bağlı olarak beyin sapı oluşumlarında, özellikle mezensefalunun krus serebrilerinde atrofik değişiklikler görülebilir (Resim 6) [12].

Enfarkt alanlarında gelişebilecek olan hemorajik dönüşümler hastanın medikal tedavisine (özellikle antiagregan/antikoagülan tedavi) karar vermede önemli olabilir. Hemorajik dönüşüm alanları konvansiyonel T1 ağırlıklı sekanslarda daha çok subakut dönemde seçilebilir ve genellikle methemoglobin içeriği nedeniyle hiperintens izlenir. Gradient eko temelli sekanslar ve özellikle de susceptibility-weighted imaging (SWI, duyarlılık ağırlıklı görüntüleme) hemorajik dönüşümü göstermede çok daha hassastır. Gradient eko T2-ağırlıklı ve SWI görüntülerde hemorajik



Resim 8. Tromboze sol orta serebral arter. SWI görüntüler. Sol üstteki faz görüntüsünde lümen hafif hiperintens izlenirken magnitud, SWI veminimum intensity projection görüntülerde hipointens olarak izleniyor (oklar).

dönüşüm alanları hipointenstir (Resim 7). SWI sekanslarının ayrı bir avantajı, sekans uygulandığında elde edilen faz görüntülerinin de katkısı ile kanama/kalsifikasyon ayırımına olanak tanınmasıdır. Faz görüntülerde kanama ile kalsifikasyonun faz kayması farklı yönlerde olduğundan SWI hipointensitesinin bu iki nedenden hangisine bağlı olduğu ayırt edilebilir. SWI’da tromboze arterlere ait görünüm de bulgu verebilir (Resim 8), inme olgularında bu görünümlere de özellikle dikkat edilmesi gerekir. Bu arada, faz görüntülerindeki kalsifikasyon ve kan ürünlerine ait

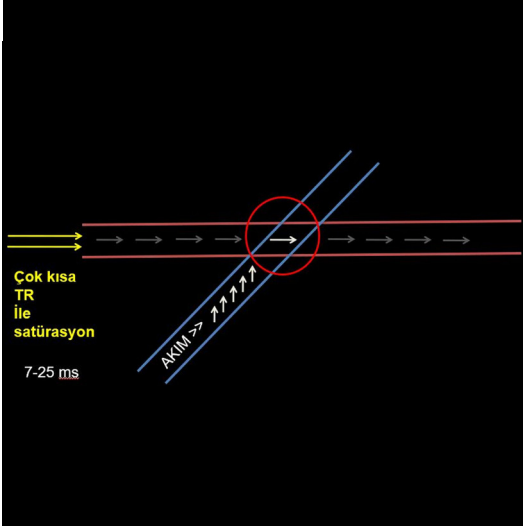
sinyallerin cihazlar arasında farklılık gösterebildiği dikkate alınmalıdır [13, 14].

MR-anjiyografi yöntemleri

MRG, akut inmeli olgularda hem parankimi hem de vasküler yapıları değerlendirmeye olanak tanır. Uygun sekanslar ile arteriyel ve venöz yapılar ayrı olarak non-invazif şekilde görüntülenebilir. Oklüzyon ve stenozlar dışında, inme benzeri klinik yaratabilecek anevrizma, arteriovenöz malformasyon ve vaskülitler gibi patolojiler de gösterilebilir. Vasküler yapıları gös-

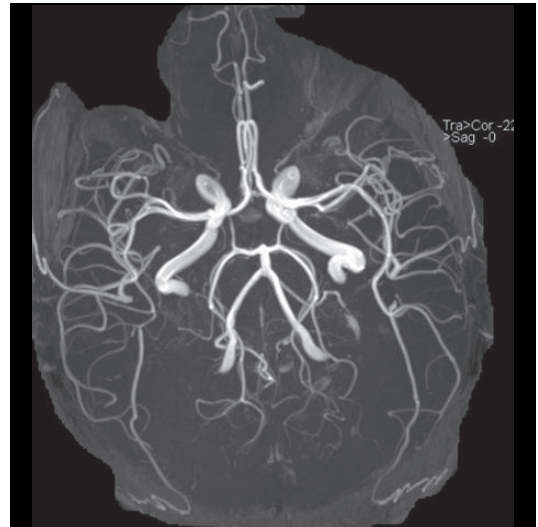
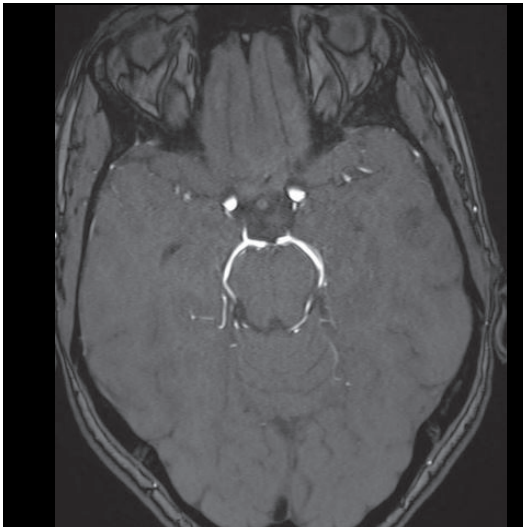
termede en sık kullanılan MR teknikleri özet olarak şöyledir:

TOF (Time-of-flight) tekniği: Temel fizik mantığı, durağan zemindeki protonların çok kısa aralıklı radyofrekans (RF) pulsarı ile baskılanması, hareketli olan, bu nedenle baskılanmamış (ya da suprese olmamış) ve ilgili kesite giren protonların ise sinyal vermesidir (Resim 9).

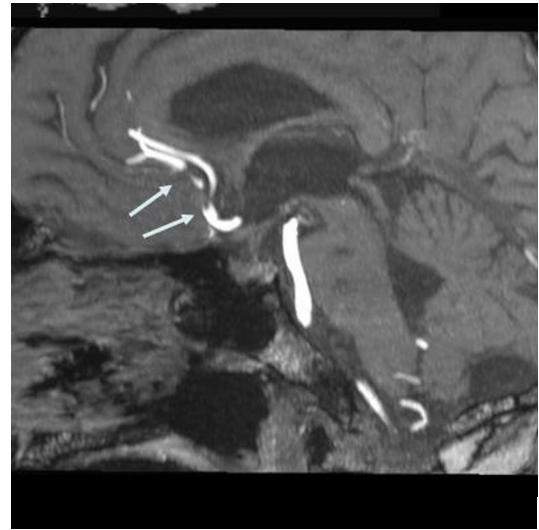
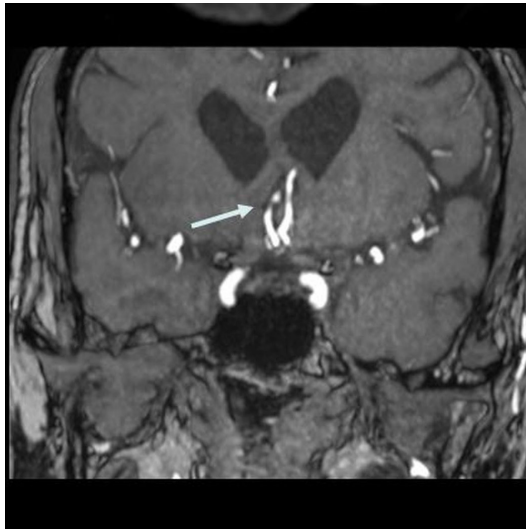
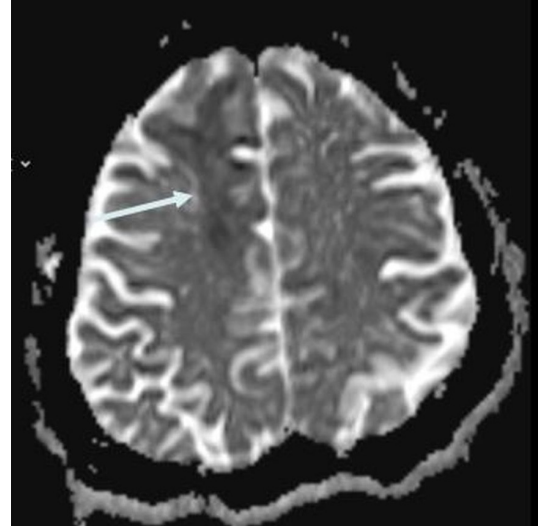
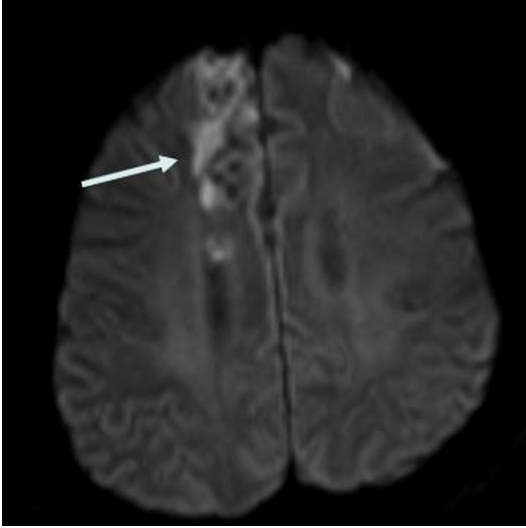
EĞİTİCİ
NOKTA

Resim 9. “Flow related enhancement”. İlgili kesit çok kısa TR zamanına sahip RF pulsarı ile uyarılarak protonlar satüre edilirken, kesitten geçen damar lümenindeki satüre olmamış protonlar kesite girdiği anda (kırmızı daire içindeki alan) transvers manyetizasyon oluşturarak sinyal verirler.

Bu olaya akıma bağlı sinyal artışı (ya da “flow-related enhancement”) adı verilir [15, 16]. Akım hızı azalırsa sinyal intensitesi azalacaktır. Ayrıca, optimal sinyal için kesit düzleminin damarın akım yönüne dik olması gerekir. Damarın yönü kesit düzlemine paralel hal aldığı anda akıma bağlı enhansman da azalır. Bu durumda oluşan artefakt “in plane saturation” olarak tanımlanır. Türbülan akımlarda sinyalde yine azalma olur. Bu olay, darlığın olduğundan fazlaymış gibi yorumlanmasına (overestimation) neden olabilir. İncelenecek volüm arttığında da satürasyon etkileri belirginleşeceğinden sinyal kaybı olur. Bunu azaltmaya yönelik TONE (tilted optimized nonsaturating excitation) yönteminde, volüm boyunca RF dalgasının sapma açısı artırılmakta, satürasyon etkisi azaltılmaya çalışılmaktadır. Ancak yine de TOF tekniği geniş hacimlerdeki inceleme alanları için uygun değildir. **Değerlendirme için hem ham imajların hem de rekonstrükte edilen görüntülerin dikkate alınması önemlidir.** Rekonstrüksiyonda genellikle MIP (maximum intensity projection) yöntemi uygulanır. Bu uygulamada, belli bir projeksiyonda en fazla sinyale sahip voksel dikkate alınmakta, diğerlerinin sinyali sıfır kabul edilerek 3 boyutlu görüntüler oluşturulmaktadır (Resim 10). İlgili arteri değerlendirmek için MIP dışında multip-lanar reformat (MPR) tekniği de uygulanabilir.

EĞİTİCİ
NOKTA

Resim 10. Beyin MR anjiyografi görüntüleri. Solda TOF tekniği ile elde edilen ham imajlardan bir kesit, sağda ise MIP görüntüsüne ait kranjyokaudal projeksiyon izlenmektedir.

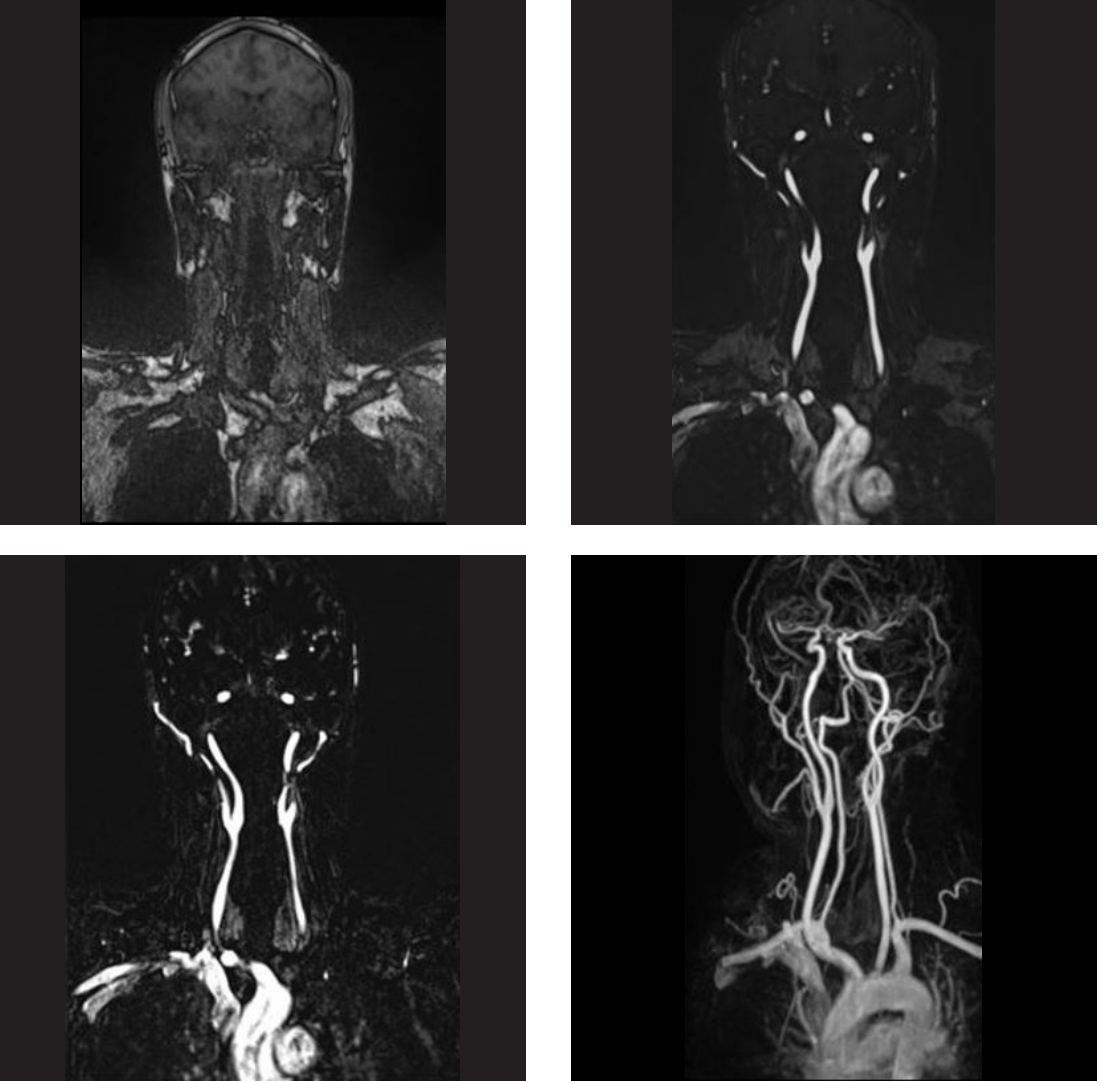


Resim 11. Sağ anterior serebral arter sulama alanında akut enfarkt, üstte solda b1000 ve üstte sağda ADC görüntülerde oklarla gösterilen difüzyon kısıtlanması izleniyor. Altta solda koronal ve sağda sagittal düzlemlerde oluşturulan MPR görüntülerde sağ anterior serebral arterdeki darlık izleniyor (oklar).

Ham imajlardan değişik düzlemlerde yeniden oluşturulmuş görüntüler elde edilerek darlıklar (Resim 11) ve diğer patolojiler daha ayrıntılı değerlendirilebilir.

Kısa T1 zamanına sahip lezyonların (retansiyon kisti, hemoraji, yağ vs..) ham görüntülerde parlaklığını koruyabileceği ve rekonstrükte imajlarda vasküler patoloji ile karışabileceği unutulmamalıdır. Sekans süresinin uzun olması önemli bir kısıtlayıcıdır. TOF teknikleri 2 ve 3 boyutlu olabilir. İki-boyutlu (2D) teknikler ya-vaş akıma daha duyarlıdır ve daha çok venografilerde tercih edilir. Üç boyutlu (3D) tekniklerin

ise uzaysal çözünürlüğü ve sinyal/gürültü oranları daha iyidir ve daha çok arterler için tercih edilir. MOTSA (Multiple overlapping thin-slab acquisition) tekniği, 2 ve 3 boyutlu teknikleri birleştiren bir uygulama olup sıklıkla uygulanmaktadır [17]. İntrakranial arterleri göstermek için kullanılan TOF tekniğinde, venöz yapılara ait sinyallerin gelmemesi için daha üst kesitlere ayrıca bir saturasyon bandı uygulanabilir. Ayrıca kontrast çözünürlüğünü artırmak için magnetizasyon transfer (MT) pulsarı ve yağ baskısı da eklenmektedir [18]. Yüksek çözünürlüklü damar duvarı görüntüleme de popüler konular-



Resim 12. CEMRA tekniği ile alınmış arkus aorta ve boyun MR anjiyografisi. Soldan sağa sırayla; kontrast öncesi hızlı T1görüntü, kontrastlı hızlı T1 görüntü, çıkartma (subtraction) sonrası ham görüntü ve en sağda da ham görüntülerden elde edilen MIP rekonstrüksiyonu görülmektedir.

dan biri olup intrakranial arteriyel darlıkları belirlemede TOF yöntemine göre daha etkin olduğu ve sonuçların DSA ile karşılaştırılabilir derecede elde edilebildiğini belirten çalışmalar mevcuttur [19].

Faz kontrast tekniği: Temel fizik mantığı, hareket halindeki protonlara faz farkı yaratacak bipolar gradientlerin uygulanması, ve oluşan faz farkının sinyale çevrilmesidir. Hareketli protonlarda hızları ile doğru orantılı bir faz kayması yaratılır [20]. Faz farkı sadece hareket eden protonlarda meydana geldiğinden durağan protonlar, yani zemin çok iyi baskılanır. Akım

kodlama gradientlerinin genlik ve süresini etkileyen parametre VENC (velocity encoding) olarak adlandırılır. Bu değer operatör konsolundan belirlenebilir ve arterler görüntülenecek ise yüksek (60 ve üstü), venler görüntülenecekse düşük (20 ve altı) olarak seçilmelidir. Gerçek akım hızına en yakın VENC değerleri en uygun görüntüleri verecektir. Sekans süresi TOF tekniği gibi uzundur. Uygun VENC değerleri seçilmez ise “aliasing” atefaktları nedeni ile değerlendirme güçleşir. Faz farkları kullanılarak akımın yönü hakkında da fikir vermesi önemli bir avantajdır. BOS akımının değerlendirilme-

si de faz kontrast tekniğine dayanır. Burada da 2 ve 3 boyutlu tekniklerin uygulanması mümkündür. Kollateraller ve yavaş akımlı arterlerin gösterilmesinde TOF tekniğine göre daha üstündür, ancak türbülan akımlarda oluşan faz kodlama hataları nedeniyle TOF tekniğine göre daha fazla artefakt oluşur. Pratikte daha çok intrakranyal venöz yapıların değerlendirilmesi ve BOS akım çalışmalarında faz kontrast tekniği tercih edilmektedir [21].

Kontrastlı MR anjiyografi (CEMRA, contrast enhanced MR angiography): Temel fizik mantığı, MR kontrast maddesi olan gadolinyumun enjekte edilerek incelenecek damar yatağı içinde T1 sürelerinin kısaltılması, sadece çok kısa T1 zamanına sahip protonların görüntülenmesi, böylece diğer alanların baskılanmasıdır. Dolayısı ile yöntem, akıma değil, kontrastlanan lümeneye ait bilgi vermektedir. Görüntüler kodlanırken faz ve frekans bilgilerinin geçici olarak depolandığı “k uzayı” bilgileri aktarılırken de yalnızca santral kesimde yer alan kontrast verileri dikkate alınır, bu da sekansın diğer yöntemlere göre belirgin kısa olması gibi çok önemli bir avantaj sağlar [22]. Venöz kontaminasyonları engellemek için çıkartma (subtraction) teknikleri eklenir (Resim 12).

Görüntünün optimal olması için kontrast madde miktarının ilgili damarda en yüksek olduğu anda sekansın başlatılması gerekir. Yeni cihazların çoğunda, kontrastın gelişini gerçek zamanlı gösteren ve operatörün buna göre sekansı başlatmasını sağlayan yazılımlar mevcuttur. Nispeten yeni olan dinamik kontrastlı MR tekniklerinde imajlar kontrast verilmeden önce, verilirken ve sonrasında sürekli olarak elde edilir. Değişik cihazlarda TRICK (time-resolved imaging of contrast kinetics), TREAT (time-resolved echo shared angiographic technique) ve TWIST (time-resolved angio with interleaved stochastic trajectories) gibi isimlerle adlandırılırlar. Sekans süreleri kısadır, daha geniş görüntü alanlarına uygulanabilir.

Klinik uygulamalar: İnme olgularında etiyolojinin belirlenmesinde arkus aortadan itibaren intrakranyal arterlere dek görüntüleme önemli adımlardan biridir. MR anjiyografi yöntemleri duyarlılıkları altın standart kabul



Resim 13. CEMRA tekniği ile alınmış arkus aorta ve boyun MR anjiyografisi. Sağdaki MIP görüntüde oklüzede sol internal karotid arter izleniyor. Sağdaki difüzyon kesitinde buna bağlı gelişen sol periventriküler (derin watershed alan) akut enfarkta bağlı intensiteler izleniyor.

edilen DSA (digital subtraction angiography) tekniğine göre biraz daha düşük olsa da, non invazif olduğu ve parankimin de diğer sekanslar ile incelenmesinin mümkün olması nedeni ile sıklıkla uygulanmaktadır. Ancak özellikle girişimsel işlemlerin ya da cerrahinin gündeme geleceği olgularda BT anjiyografi ya da DSA ile de inceleme çoğunlukla gerekir. Serebral arterler için çoğunlukla TOF tekniği tercih edilir. Yeterli sinyal/gürültü oranına ve çözünürlüğe sahip MR anjiyogramlar bu teknikte elde edilebilir. Arkus ve boyun MR anjiyografi için ise, kontrendikasyon yok ise kontrastlı MR anjiyografi (CEMRA) daha uygundur. İnme olgularında arkus aortadan itibaren intrakranyal arterlere dek darlıklar ve oklüzyonlar (Resim 13) gösterilebilir. Darlıkları değerlendirirken daha önce de bahsedilen NASCET yöntemine göre darlık yüzdesi belirtilebilir. Ham imajları 3 düzlemde MPR (multiplanar rekonstrüksiyon) ile incelemek tanısal doğruluğu artırır. Gerek TOF, gerekse de CEMRA yöntemlerinde hem ham görüntülerin hem de MIP görüntülerinin birlikte değerlendirilmesi yanılığını azaltır.

Kaynaklar

1. Virani SS, Alonso A, Benjamin EJ, Bittencourt MS, Callaway CW, Carson AP, et al. Heart Disease and Stroke Statistics-2020 Update: A Report From the American Heart Association. *Circulation* 2020; 141: e139-e596.
2. Pooley, RA. *Fundamental Physics of MR Imaging*. RadioGraphics 2005; 25: 1087-99. [\[Crossref\]](#)
3. Currie S, Hoggard N, Craven IJ, Hadjivassiliou M, Wilkinson ID. Understanding MRI: basic MR physics for physicians. *Postgrad Med J* 2013; 89: 209-23. [\[Crossref\]](#)
4. Schaefer PW, Grant PE, Gilberto Gonzales R. Diffusion-weighted MR Imaging of the Brain. *Radiology* 2000; 217: 331-45. [\[Crossref\]](#)
5. Burdette JH, Elster AD, Ricci PE. Acute cerebral infarction: quantification of spin-density and T2 shine-through phenomena on diffusion-weighted MR images. *Radiology* 1999; 212: 333-9. [\[Crossref\]](#)
6. van Gelderen P, de Vleeschouwer MH, DesPres D, Pekar J, van Zijl PC, Moonen CT. Water diffusion and acute stroke. *Magn Reson Med* 1994; 31: 154-6. [\[Crossref\]](#)
7. Fung SH, Roccatagliata L, Gonzalez RG, Schaefer PW. MR diffusion imaging in ischemic stroke. *Neuroimaging Clin N Am*. 2011; 21: 345-77. [\[Crossref\]](#)
8. Shimosegawa E, Inugami A, Okudera T, Hatazawa J, Ogawa T, Fujita H, et al. Embolic cerebral infarction: MR findings in the first 3 hours after onset. *AJR Am J Roentgenol* 1993; 160: 1077-82. [\[Crossref\]](#)
9. Allen LM, Hasso AN, Handwerker J, Farid H. Sequence-specific MR Imaging Findings That Are Useful in Dating Ischemic Stroke. *Radiographics* 2012; 32. [\[Crossref\]](#)
10. Essig M, von Kummer R, Egelhof T, Winter R, Sartor K. Vascular MR contrast enhancement in cerebrovascular disease. *AJNR Am J Neuroradiol* 1996; 17: 887-94.
11. Elster AD, Moody DM. Early cerebral infarction: gadopentetate dimeglumine enhancement. *Radiology* 1990; 177: 627-32. [\[Crossref\]](#)
12. Chen YJ, Nabavizadeh SA, Vossough A, Kumar S, Loevner LA, Mohan S. Wallerian Degeneration Beyond the Corticospinal Tracts: Conventional and Advanced MRI Findings. *J Neuroimaging* 2017; 27: 272-80. [\[Crossref\]](#)
13. Hsu CC, Kwan GNC, Hapugoda S, Craigie M, Watkins TW, Haacke EM. Susceptibility weighted imaging in acute cerebral ischemia: review of emerging technical concepts and clinical applications. *Neuroradiol J* 2017; 30: 109-19. [\[Crossref\]](#)
14. Heyn C, Alcaide-Leon P, Bharatha A, Sussman MS, Kucharczyk W, Mandell DM. Susceptibility-weighted Imaging in Neurovascular Disease. *Top Magn Reson Imaging* 2016; 25: 63-71. [\[Crossref\]](#)
15. Edelman RR, Ahn SS, Chien D, Li W, Goldmann A, Mantello M, et al. Improved time-of-flight MR angiography of the brain with magnetization transfer contrast. *Radiology* 1992; 184: 395-9. [\[Crossref\]](#)
16. Davis WL, Warnock SH, Harnsberger HR, Parker DL, Chen CX. Intracranial MRA: single volume vs. multiple thin slab 3D time-of-flight acquisition. *J Comput Assist Tomogr* 1993; 17: 15-21. [\[Crossref\]](#)
17. Robison RO, Blatter DD, Parker DL, Barney WW, Perry DM, Goodrich KC. Reduction of slab boundary artifact with multiple overlapping thin slab acquisition in MR angiography of the cervical carotid artery. *J Magn Reson Imaging* 1994; 4: 529-35. [\[Crossref\]](#)
18. Lin W, Tkach JA, Haacke EM, Masaryk TJ. Intracranial MR angiography: application of magnetization transfer contrast and fat saturation to short gradient-echo, velocity-compensated sequences. *Radiology* 1993; 186: 753-61. [\[Crossref\]](#)
19. Gong Y, Cao C, Guo Y, Chang B, Sheng Z, Shen W, et al. Quantification of intracranial arterial stenotic degree evaluated by high-resolution vessel wall imaging and time-of-flight MR angiography: reproducibility, and diagnostic agreement with DSA. *Eur Radiol* 2021; 31: 5479-89.
20. Pelc NJ, Herfkens RJ, Shimakawa A, Enzmann DR. Phase contrast cine magnetic resonance imaging. *Magn Reson Q* 1991; 7: 229-54.
21. Agid R, Shelef I, Scott JN, Farb RI. Imaging of the intracranial venous system. *Neurologist* 2008; 14: 12-22. [\[Crossref\]](#)
22. Kızılkılıç O. Kontrastlı Manyetik Rezonans Anjiyografi Teknikleri. *Türkiye Klinikleri J Radiol-Special Topics* 2009; 2: 15-23.

Manyetik Rezonans Görüntüleme ve MR Anjiyografi Teknikleri

Kamil Karaali

Sayfa 230

Difüzyon ağırlıklı görüntülerdeki T2 etkisini kaldırmak için ADC (apparent diffusion coefficient) haritaları oluşturulur. ADC haritalarında sinyal intensitesi difüzyon büyüklüğü ile orantılıdır. Difüzyon yönü ve T2 etkisinden bağımsızdır. Ölçülen difüzyon büyüklüğünün mutlak değerini gösterir. Difüzyon ağırlıklı görüntülerde parlayan alanda difüzyon kısıtlanmasının olduğunu söylemek için aynı alanın ADC görüntülerde koyu (hipointens) olarak izlenmesi gereklidir.

Sayfa 231

Akut infarktı takiben 30. dakikadan itibaren kısıtlanmış difüzyon ADC haritalarında hipointensite olarak izlenmeye başlanır. ADC intensitesi bu alanda azalmaya devam eder. İlk 3–5 gün belirgin düşük olarak izlenir. Yaklaşık 1 – 4 haftada; genellikle de 10-12 günlerde normal değerine ulaşır. Buna “psödonormalizasyon” denir. Bu dönemde ADC’deki giderek artan intensitenin sebebi, sonradan vazojenik ödemin de gelişimi ve hücre duvar yıkımına bağlı hücreler arası mesafedeki sıvı miktarındaki artıştır. Difüzyon ağırlıklı görüntüleme değerlendirmesini yaparken iskemik olay semptomlarının üzerinden geçen sürenin bilinmesi de bu nedenlerle önem taşır.

Sayfa 232

Difüzyon kısıtlanması bulguları olan hastalarda eğer FLAIR’da henüz bir bulgu izlenmiyorsa (ki buna FLAIR-difüzyon uyumsuzluğu “mismatch” denebilir) inmenin 6 saatten önce gerçekleştiği sonucuna varılır ve trombolitik tedaviye başlamak için önemli bir veri olarak değerlendirilir.

Sayfa 232

Subakut dönemde enfarkt sahasında perfüzyon tekrar oluşursa hemorajik dönüşüm alanları ve giral-parankimal kontrastlanmalar ortaya çıkabilir, ki bu görüntüler özellikle eski tetkikler mevcut değilken değerlendirilirse kitle, lenfoma gibi patolojiler ile karışabilir. Kontrastlanma ve parankimal ödematöz değişikliklerin subakut dönem sonrasında gerilemesi ve kaybolması beklenir. Bu nedenle kuşku olgularda subakut dönem sonrası kontrol MRG ile değerlendirme uygun olacaktır.

Sayfa 234

SWI sekanslarının ayrı bir avantajı, sekans uygulandığında elde edilen faz görüntülerinin de katkısı ile kanama/kalsifikasyon ayırımına olanak tanınmasıdır. Faz görüntülerde kanama ile kalsifikasyonun faz kayması farklı yönlerde olduğundan SWI hipointensitesinin bu iki nedenden hangisine bağlı olduğu ayırt edilebilir.

Sayfa 235

Temel fizik mantığı, durağan zemindeki protonların çok kısa aralıklı radyofrekans (RF) pulsları ile baskılanması, hareketli olan, bu nedenle baskılanmamış (ya da suprese olmamış) ve ilgili kesite giren protonların ise sinyal vermesidir.

Bu olaya akıma bağlı sinyal artışı (ya da “flow-related enhancement”) adı verilir.

Sayfa 235

Değerlendirme için hem ham imajların hem de rekonstrükte edilen görüntülerin dikkate alınması önemlidir.

Sayfa 238

Temel fizik mantığı, MR kontrast maddesi olan gadolinyumun enjekte edilerek incelenecek damar yatağı içinde T1 sürelerinin kısaltılması, sadece çok kısa T1 zamanına sahip protonların görüntülenmesi, böylece diğer alanların baskılanmasıdır.

Manyetik Rezonans Görüntüleme ve MR Anjiyografi Teknikleri

Kamil Karaali

1. Akut enfarktta MRG görüntüleri için hangisi doğrudur?
 - a. ADC haritasında hiperintens görünür
 - b. İlk 8 saatte MRG' de tespit edilemezler
 - c. Difüzyon ağırlıklı görüntülerde hiperintendir
 - d. TOF tekniği akut enfarkt tespitinde en hassas yöntemdir
 - e. İlk olarak T1 ağırlıklı görüntülerde bulgu verir
2. Akut enfarktta difüzyon ağırlıklı görüntülerin ilk saatlerde bile hassas olması hangi fizyopatolojik olaya bağlıdır?
 - a. Vazojenik ödem
 - b. Apoptoz
 - c. Eksitator aminoasit salınımı
 - d. Sitotoksik ödem
 - e. Glutamat salınımı
3. TOF (time of flight) tekniğini özet olarak açıklayan cümle hangisidir?
 - a. Kesite ilk giren satüre olmamış protonların transvers manyetizasyon oluşturması
 - b. Gadolinyuma bağlı T1 kısalması
 - c. Hareketli protonlarda faz farkı oluşturan gradientlerin uygulanması
 - d. Lokal manyetik inhomojenitenin yarattığı etkinin akım sinyaline dönüştürülmesi
 - e. Yukarıdakilerden hiçbiri
4. Kontrastlı MR anjiyografi (CEMRA, contrast enhanced MR angiography) tekniğini özet olarak açıklayan cümle hangisidir?
 - a. Kesite ilk giren satüre olmamış protonların transvers manyetizasyon oluşturması
 - b. Gadolinyuma bağlı T1 kısalması
 - c. Hareketli protonlarda faz farkı oluşturan gradientlerin uygulanması
 - d. Lokal manyetik inhomojenitenin yarattığı etkinin akım sinyaline dönüştürülmesi
 - e. Yukarıdakilerden hiçbiri
5. Akut enfarkt sonrası difüzyon görüntülerindeki “psödonormalizasyon”, genellikle olay başlangıcından ne zaman sonra gözlenir?
 - a. 1-2 gün
 - b. 10-12 gün
 - c. 4-6 hafta
 - d. 2-3 ay
 - e. 4-6 ay