

Difüzyon ağırlıklı MRG'nin konvansiyonel beyin MRG'ye katkısı

Bahri Keyik, Tahsin Edgüer, Esin Çakmakçı, Süleyman Bakdık, Baki Hekimoğlu

B. Keyik (E), T. Edgüer, E. Çakmakçı, S. Bakdık,
B. Hekimoğlu
SSK Ankara Eğitim Hastanesi, Radyoloji Kliniği

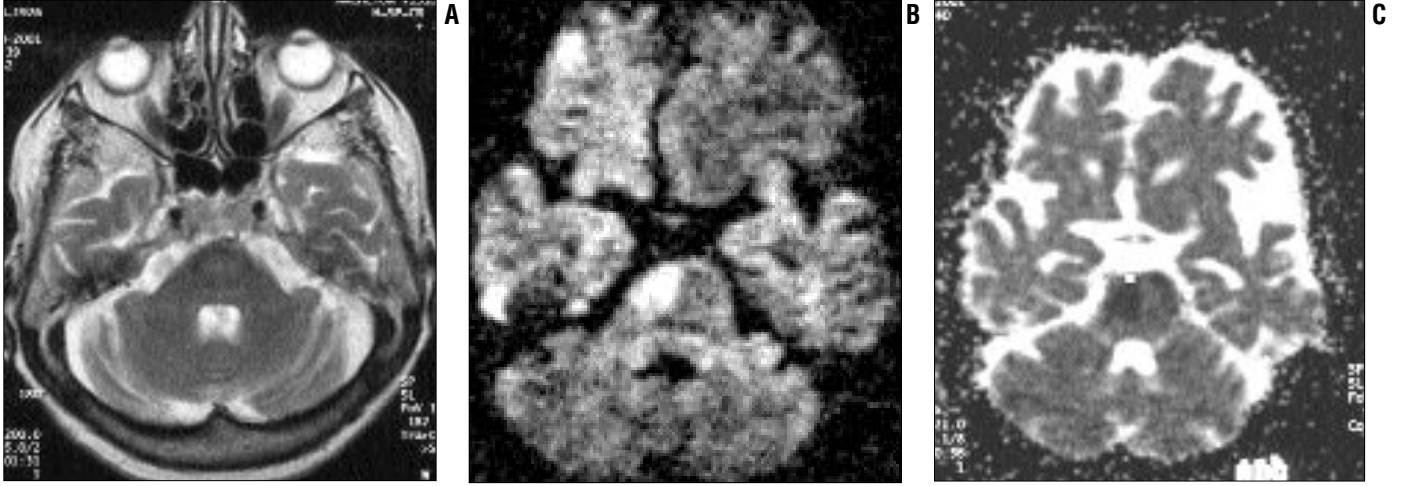
Difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme (DAMRG), en sık ve yaygın olarak akut serebral iskemide kullanılmaktadır. Serebral iskeminin diğer ani nörolojik fonksiyon kaybına yol açan nedenlerden ayırımını sağlamaktadır. DAMRG aynı zamanda intrakranyal enfeksiyonlar, neoplazm, travmatik beyin zedelenmesi, demiyelinizan hastalıklar dahil birçok serebral hastalık hakkında bilgi vermektedir ve ayırıcı tanıda konvansiyonel manyetik rezonans görüntüleme (MRG) katkıda bulunmaktadır.

Temel fizik prensipler

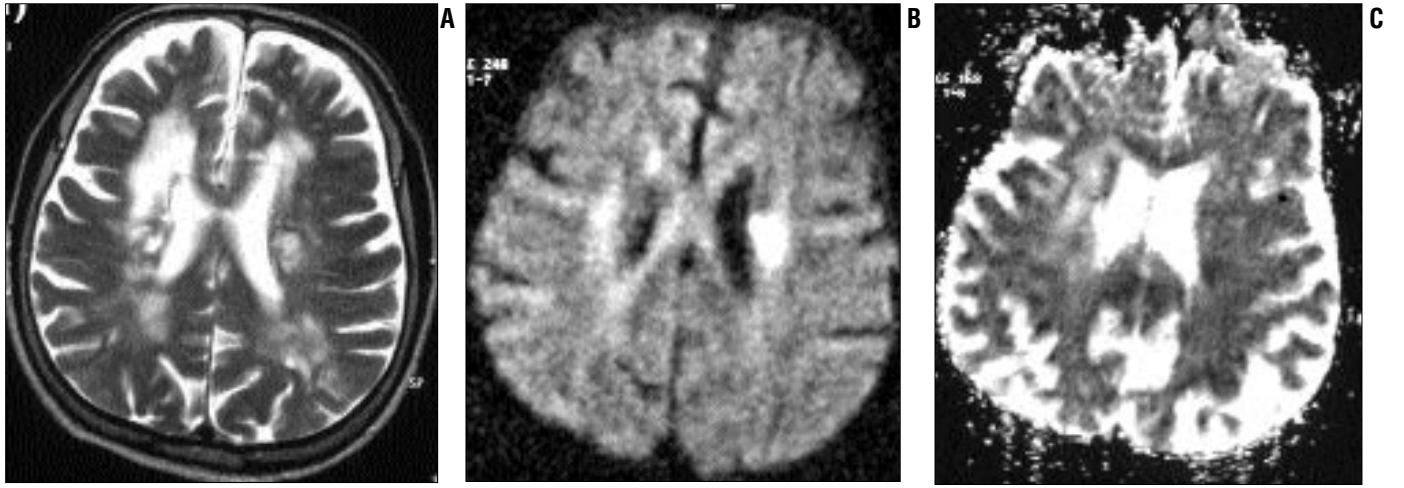
Difüzyon, Brownian hareket de denen, moleküllerin termal enerjiyle gelişigüzel hareketidir. MRG sistemlerindeki son gelişmeler, su moleküllerinin beyin içindeki hareketlerinin görüntülenebilmesini başarmıştır. Güçlü manyetik alan gradientleri belli yönlerde (x, y, z eksenlerinde) harekete geçirilerek "su difüzyonu" baskın kontrast mekanizması haline getirilir ve bu da direkt olarak görüntülenir. Bu mekanizma, spasiyal olarak değiştirilen güçlü bir manyetik alanda su moleküllerindeki protonların dağılık hareketlerinin birbirlerini etkilemeleri sonucu oluşan sinyal kaybının manyetik rezonans ile görüntülenmesi temeline dayanır. Difüzyon ağırlıklı ilk sekans 1965 yılında Stejskal ve Tanner tarafından tanımlanmıştır. Bu araştırmacılar T2 ağırlıklı spin eko sekansına ek olarak eşit ve zıt yönde iki gradient pulsu kullanmıştır. Moleküller 180° radyofrekans pulsuna simetrik yerleştirilmiş bir çift gradient pulsu ile manyetize edilirler. Su molekülleri manyetik alan gradiyenti yönünde hareket ettikçe, ne kadar uzağa hareket ettiklerine bağlı olarak sabit moleküllere oranla transvers manyetizasyonda faz kayması oluştururlar. Bu faz kayması, spin eko sinyalinin yoğunluğu ile direkt olarak ilişkilidir. Bu fenomen temelde faz kontrast MR anjiyografi tekniğiyle analogtur. Fakat difüzyon ağırlıklı görüntüleme faz kayması o kadar büyüktür ki, sonuçta sinyal kaybı oluşur. Kantitatif olarak, sinyal yoğunluğunun birim hacim (voksel) başına düşen miktarı şu formülle hesaplanabilir: $SI = SI_0 \times \exp(-b \times D)$. Burada "SI₀" T2 ağırlıklı görüntülerdeki sinyal yoğunluğuna (ya da b=0 s/mm²), "D" su moleküllerinin difüzyon katsayısına ve "b" uygulanan difüzyon gradientlerinin süresine, şiddetine ve aralarındaki süreye bağlı bir değerdir. DAMRG'de kontrast, sinyal yoğunluğunun düşmesiyle oluşmaktadır. Yüksek "D", düşük "D" ye göre daha fazla sinyal kaybına yol açar. Pratik olarak DAMRG'de, difüzyonun kısıtlandığı alan (örneğin akut serebral enfarkt), çevre normal dokuya göre daha

22. Türk Radyoloji Kongresi'nde (26-31 Ekim 2001, Antalya) poster bildirisi olarak sunulmuştur.

Gelişi: 10.12.2001 / Kabulü: 25.03.2002



Resim 1. Sol tarafında kuvvet kaybı ve güçsüzlük şikayeti ile başvuran 75 yaşında erkek hasta . **A.** Aksiyel planda T2'da akut enfarkt bulgusu henüz saptanmamıştır. **B-C.** b=1000s/mm² değerinde DAMRG'de (faz kodlama yönündeki eksende) ve ADC haritasında pons sağ anterolateral bölümünde difüzyon kısıtlanması ile karakterize akut infarkt alanı görülmektedir



Resim 2. Sağ kolda güçsüzlük ile başvuran 68 yaşında erkek hasta. **A.** Aksiyel planda T2'da periventriküler beyaz cevher ve korona radiata lokalizasyonlarında çok sayıda infarkt odakları mevcuttur. **B-C.** b=1000s/mm² değerinde DAMRG'de (faz kodlama yönündeki eksende) ve ADC haritasında sol korona radiata lokalizasyonundaki difüzyon kısıtlanması ile karakterize fokal akut infarkt alanı, kronik infarkt odaklarından kolaylıkla ayırt edilmektedir.

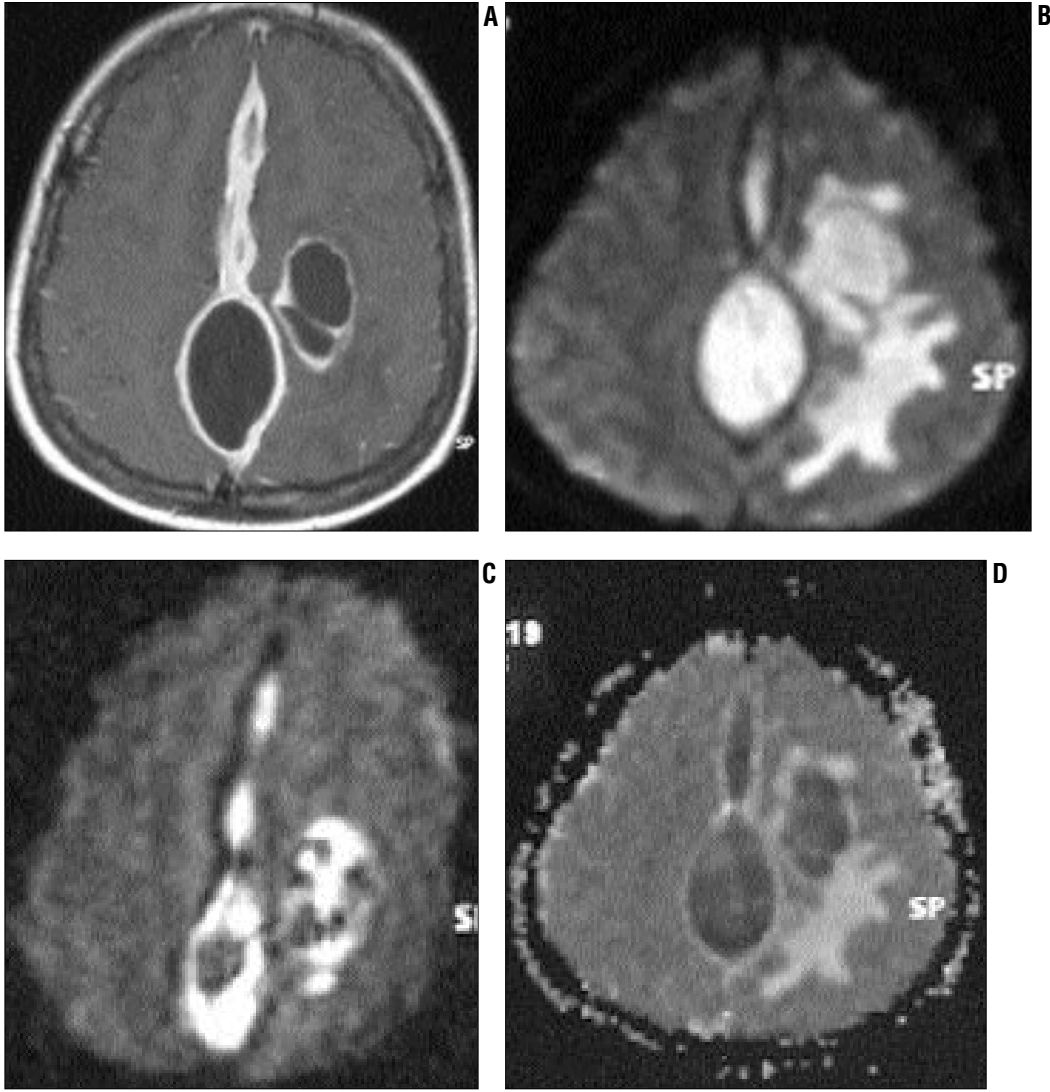
yavaş sinyal kaybına yol açtığı için, hiperintens olarak görülecektir. "b"nin gerçek ifadesi şudur: $b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3)$. Burada " γ " protonun giromanyetik oranını, " G " difüzyon gradyentinin şiddetini, " δ " süresini, " Δ " aralarındaki süreyi ifade eder. "b" faktörü denen bu değer, MRG difüzyon ağırlığının derecesini simgelemektedir. Bir dizi "b" değeri kullanarak ve her birim hacim başına $SI = SI_0 \times \exp(-b \times D)$ eşitliğiyle lineer regresyon uygulanmasıyla ADC haritası oluşturulur. Yüksek "b" değeri uygulanarak elde edilen kaynak görüntüler difüzyon ağırlıklı görüntüler olarak adlandırılır. Klinik uygulamada genel olarak düşük ($b=0$ s/mm²) ve maksimum

($b=800-1200$ s/mm²) iki adet "b" değeri kullanılması önerilmektedir. TE= 90-120 ms arasında tutulmalıdır. "b=0" değeri difüzyon görüntüsü sadece T2 ağırlıklı bilgi sağlarken, "b=1000" x, y ve z eksenlerinde saf difüzyon ağırlıklı görüntüler oluşturmaktadır. Bu üç eksen görüntüleri (S: section, P: phase encoding ve R: readout) olarak "b=1000S", "b=1000P" ve "b=1000R" olarak ifade edilir (1-3).

DAMRG ile ölçülebilen difüzyon katsayısı, "D" ile simgelenen gerçek difüzyon katsayısı yerine, görünürdeki difüzyon katsayısı (apparent diffusion coefficient ya da ADC) olarak ifade edilir. Çünkü mikroskopik su

hareketi görüntülenebilmesine karşılık, bunun nedeni tam olarak bilinmemektedir. Bu nedenle görünürdeki (apparent) ifadesi bu olayı daha iyi tanımlamaktadır.

Homojen bir sıvı içinde difüzyon tam olarak serbesttir ve buna izotropik difüzyon denir (örneğin araknoid kist). Ancak beyin parankimi içinde su difüzyonu kısıtlıdır. Bazı yerlerde (örneğin aksonlar çevresinde) difüzyon belli yönler için kısıtlıdır ve buna da anizotropi adı verilir. Uygulanan difüzyon gradyentine dik olarak uzanan beyaz cevher traktındaki normal difüzyonal hareket kısıtlanmış olarak gözükmemektedir ve difüzyon kısıtlanması yapan patolojileri (örneğin iske-



Resim 3. Sağ vücut yarısında hissizlik, uyuşukluk ve güç kaybı gösteren genç bayan hasta. **A.** Aksiyel planda kontrastlı T1A'da çevresel kontrastlanma gösteren parafalsiyon kolleksiyon ve komşuluğundaki parankimde kistik kitle lezyonu. **B.** T2A'da ($b=0$ s/mm²) bu lezyonların çevresinde hipointens kapsül varlığı ve santralinin yüksek sinyal yoğunluğunda olduğu izlenmektedir. **C-D.** $b=1000$ s/mm² değerinde DAMRG (trace) ve ADC haritasında bu kolleksiyon ve kitle lezyonlarında difüzyon kısıtlanması mevcuttur ve parafalsiyon subdural ampiyem ile piyojenik apse tanısı doğrulanmaktadır.

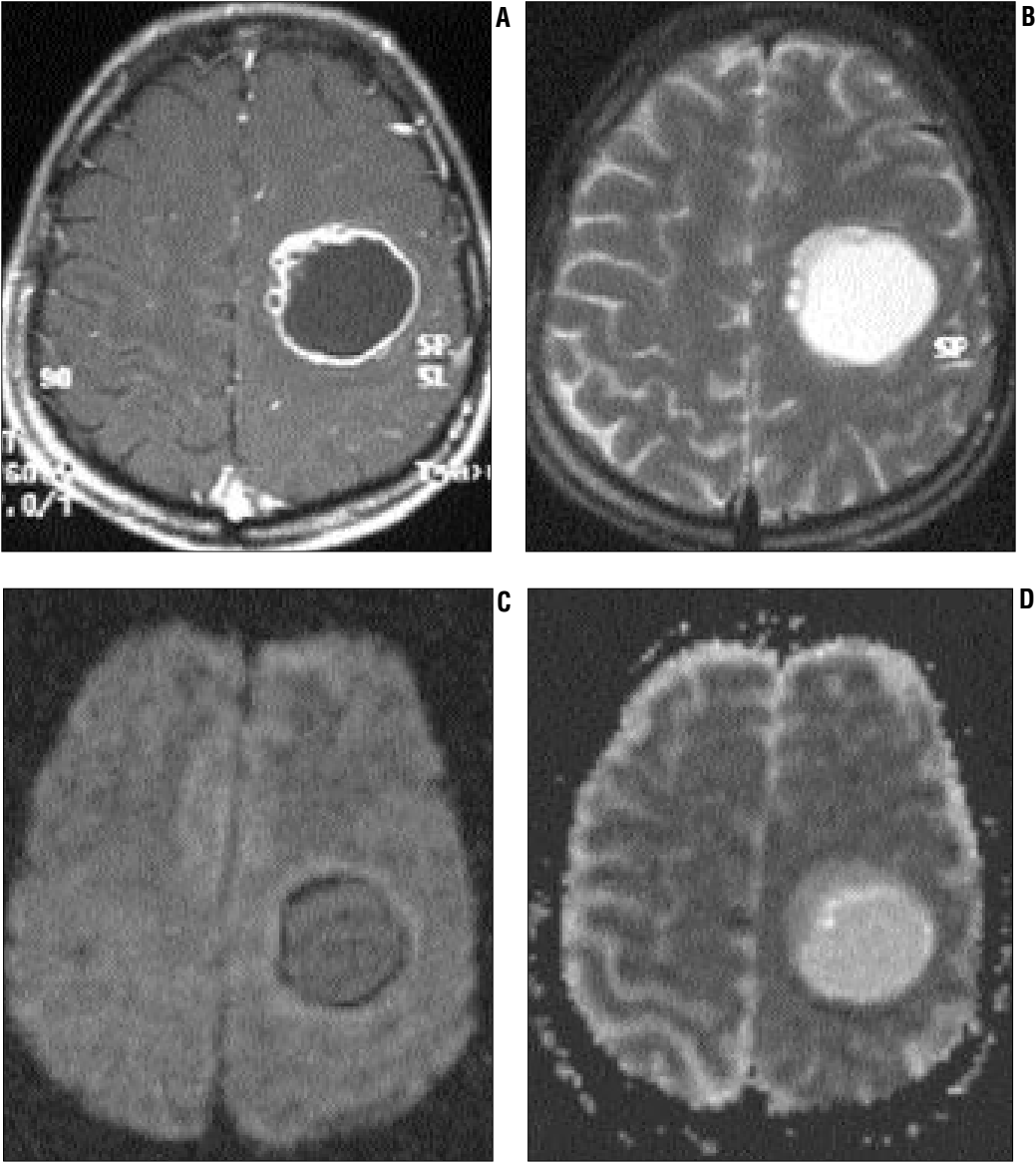
miyi) taklit edebilmektedir. Bu nedenle üç ya da daha fazla eksendeki anizotropik difüzyon bilgisinin ortalaması trace ağırlıklı görüntüleme olarak şekillendirilir ve anizotropik etkiden göreceli bağımsızdır (1-3). Öte yandan ADC haritası doku difüzyonundaki göreceli farka dayanmaktadır ve ADC değerinin ölçümüne imkan vermektedir. Difüzyon ağırlıklı görüntülerdeki sinyal yoğunluğu sadece doku içindeki suyun difüzyonuna değil, T2 relaksasyon zamanına da bağlıdır. Bu olaya "T2 shine through" etkisi denilmektedir. ADC haritası T2 etkisinden arındırılmıştır, difüzyon kısıtlanması ile "T2 shine through" etkisini ayırt etmektedir. Eğer infarkt değerlendirir-

ken bu artefakt gözardı edilirse subakut ya da kronik evredeki infarkt difüzyon ağırlıklı görüntülerde hiperintens olarak görüleceğinden, yanlışlıkla akut olarak yorumlanabilir. Bu durumda ADC haritasında hipointens görülen alan akut infarkt olarak değerlendirilmelidir.

DAMRG, 1.5 Tesla ve daha fazla magnet gücünde "ekoplanar" görüntüleme kapasitesindeki sistemler ile yapılabilmektedir. Güçlü gradyentler sayesinde inceleme süresi oldukça kısalmaktadır. Ekoplanar görüntülemelerde, hızlı açılıp kapanan gradyentlerin neden olduğu spasyal distorsiyon ve manyetik duyarlılık (susceptibility) artefaktı görülmektedir. Tüm hareket

artefaktları ADC değerlerinde yalancı yüksekliğe neden olabilir. Hasta hareketleri, kalp ve nefes hareketleri büyük faz kaymasına neden olduğundan, hayalet (ghosting) artefaktları oluşturur. Fakat ekoplanar görüntüleme tüm bu artefaktları azaltmakta ya da yok etmektedir. Yüksek "b" değerlerinde "eddy current" etkisi belirginleşir. Ekoplanar gradyentler olmaksızın, "single-shot" gradyent ve spin-eko ya da "single-shot" fast spin-eko tekniğiyle DAMRG incelemesi yapmak mümkündür. Ayrıca spiral ve "line-scan" teknikleri son zamanlarda uygulanan tekniklerdir (1-4).

İskeminin başlangıcından dakikalar sonra, etkilenen sahada su difüzyo-



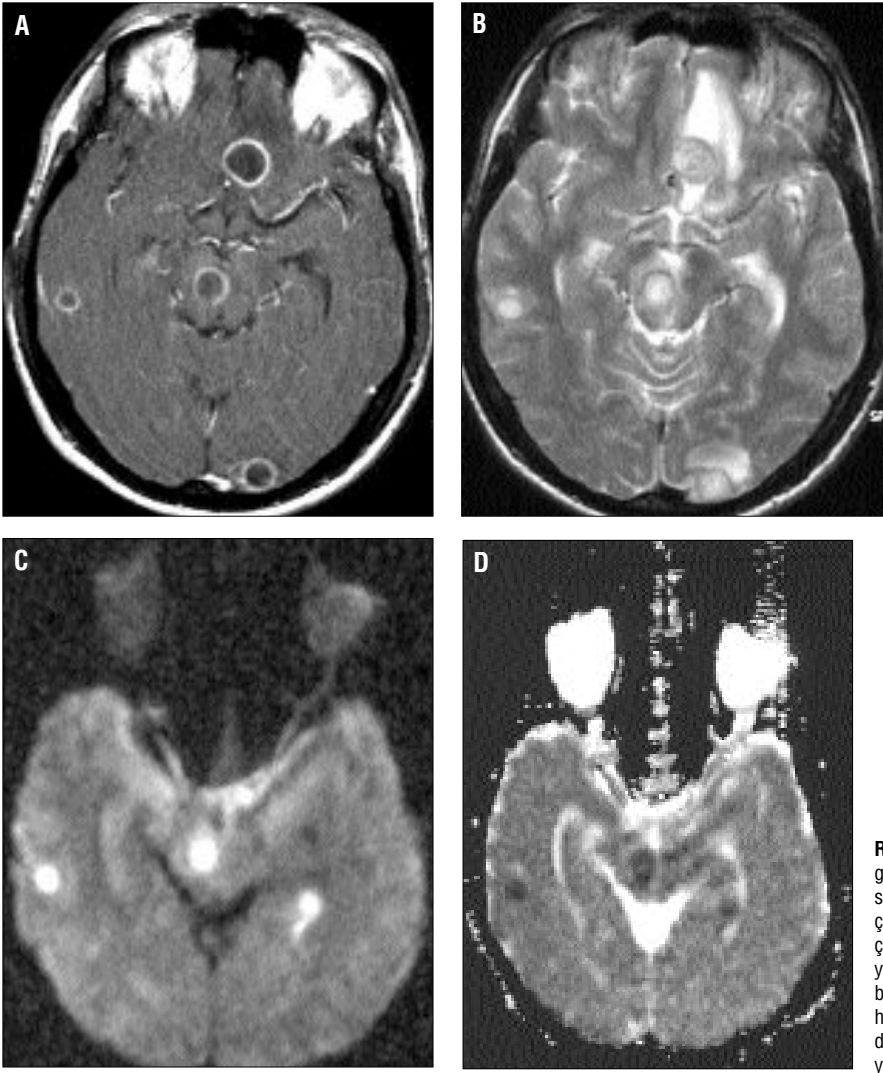
Resim 4. Akciğer adenokanseri nedeniyle opere olan 67 yaşında erkek hasta jeneralize nöbet şikayetiyle başvuruyor. **A.** Aksiyal planda kontrastlı T1A'da sol sentrum semiovalede, düzensiz halkasal kontrastlanma gösteren nekrotik-kistik kitle lezyonu. **B.** T2A'da lezyonun santralinin yüksek sinyal özelliğinde olduğu ve çevresinde belirgin ödem alanı bulunmadığı görülmektedir. **C - D.** $b=1000$ s/mm² değerinde DAMRG'de (trace) ve ADC haritasında kitle lezyonunda difüzyon artışı görülmektedir ve metastatik kitle olarak yorumlanmıştır.

nunda belirgin kısıtlanma görülmektedir. Biyofiziksel nedeni tam olarak bilinmemekle birlikte en önemli etkenin sitotoksik ödem olduğu düşünülmektedir. Aynı zamanda sitotoksik ödemin tetiklediği hiponatremik ensefalopati de difüzyon kısıtlanmasına katkıda bulunmaktadır (1-7). Yetişkin insanlarda akut iskemide, iktusun başlangıcından yaklaşık 30 dakika sonra difüzyon kısıtlanması görülmektedir. ADC değerlerinde azalma en belirgin olarak 8-32 saat arasında izlenmektedir. Bu durum 3-5 gün boyunca devam eder. Yaklaşık 1-4 hafta sonra ADC başlangıçtaki değerlere dön-

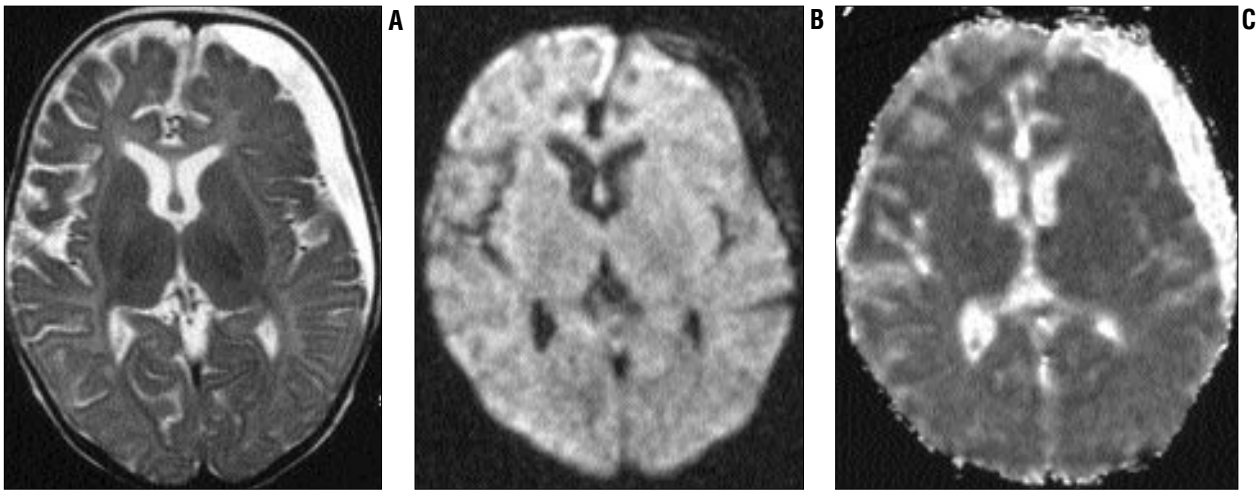
mektedir (2) (Resim 1). DAMRG ise hiperakut ve akut enfarktın saptanmasında %88-100 duyarlılığa ve %86-100 özgüllüğe ulaşmaktadır (6,7). Öte yandan son yıllardaki bazı çalışmalarda DAMRG'nin %0 ile %21 arasında yalancı negatiflik gösterdiği saptanmıştır. Negatif olgular büyük oranda geçici iskemik ataklarda bildirilmektedir. Posterior dolaşımdaki küçük boyuttaki bazı enfarktlar DAMRG ile saptanamamaktadır. Neden olarak ekoplanar sekansının rezolüsyonunun azlığı, sinyal-gürültü oranının az olması ve manyetik duyarlılık (susceptibility) artefaktının beyin sapında dis-

torsiyona yol açması gösterilmektedir. Bu olumsuzluklar DAMRG'nin turbo spin eko sekanslarıyla yapılmasıyla büyük ölçüde azalmaktadır (8). Yaşlı hastalarda T2 ağırlıklı görüntülerde sık olarak görülen yüksek sinyal yoğunluğundaki lezyonların, akut infarktından ayırt edilmesi oldukça zor olmaktadır. Oysa ki akut infarkt DAMRG'de hiperintens, ADC haritasında hipointens görülecek, fakat kronik odaklar difüzyon ağırlıklı görüntülerde izointens, ADC haritasında ise hiperintens sinyal özelliğinde görülecektir (Resim 2).

Kapsüler evredeki absenin, kistik ya



Resim 5. Ateş yüksekliği ve bilinç bulanıklığı ile başvuran genç erkek hasta. **A.** Aksiyel planda kontrastlı T1A'da beyin sapında ve parankimde halkasal kontrastlanma gösteren çok sayıda nodüler kitle lezyonları **B.** T2AG'lerde lezyonların çevresinde hipointens kapsül bulunduğu ve bir kısmının yoğun hücreli içerikli olduğu izlenmektedir. **C ve D.** $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değerinde DAMRG'de (trace) ve ADC haritasında lezyonların difüzyon kısıtlanması gösterdiği dikkati çekmektedir ve multipl apse olarak yorumlanmıştır (fungal apseler).

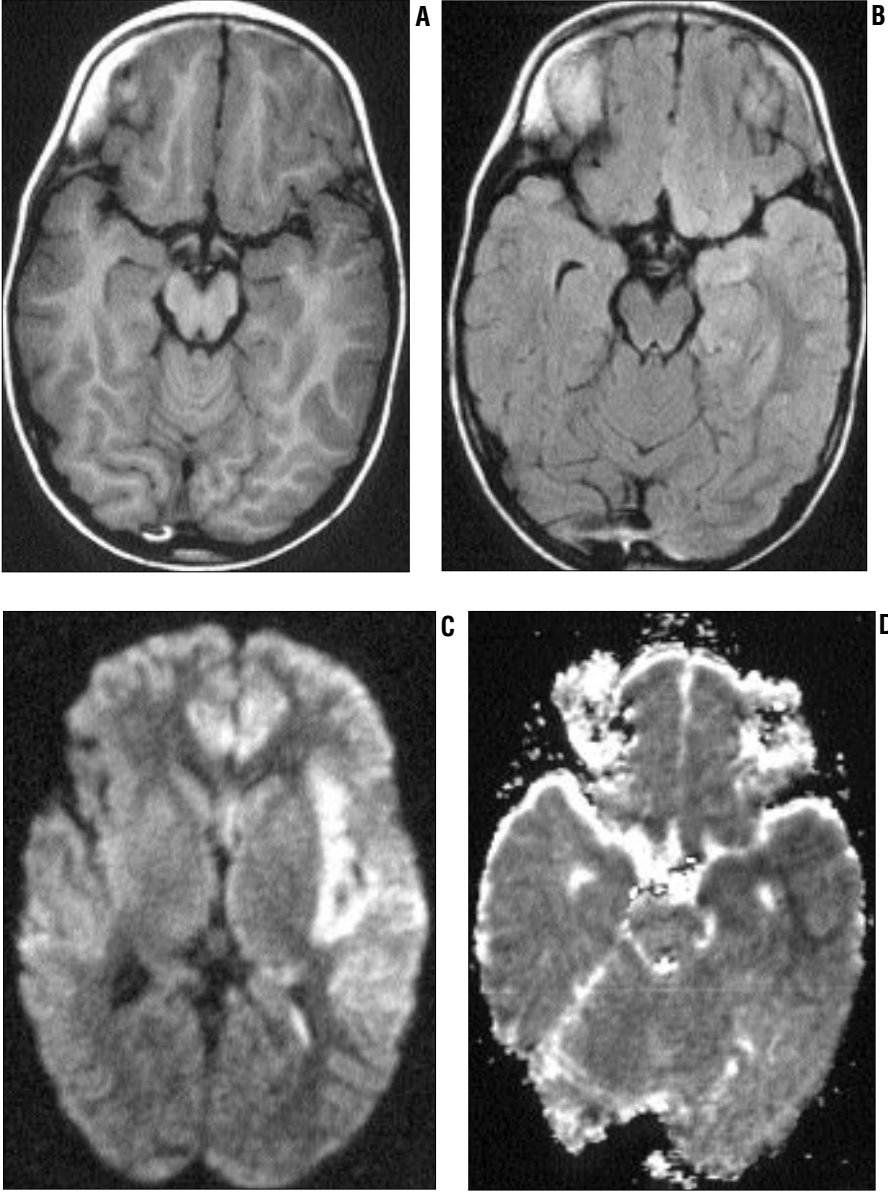


Resim 6. Medikal tedavi alan piyojenik menenjitli çocuk hasta fokal nöbet nedeniyle başvuruyor. **A.** T2A'da bifrontal ve parafalsiyen subdural koleksiyonlar mevcuttur **B, C.** $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değerinde DAMRG (trace) ve ADC haritasında sağ frontal ve parafalsiyen subdural mesafede difüzyon kısıtlanması (ampiyem), sol frontal subdural mesafede difüzyon artışı (steril efüzyon) bulunmaktadır.

da nekrotik kitlelerden ayırımı konvansiyonel MRG ile mümkün değildir. Noninflamatuvar benign ve neopla-

zik kitleler de halkasal kontrastlanabilir. Ayırıcı tanıda primer beyin tümörü (örneğin nekrotik glioblastoma),

metastaz, rezorbe hematoma, enfarkt ve hatta demiyelinizan hastalıklar yer almaktadır (9). DAMRG ile apse ve



Resim 7. Herpes ensefaliti ön tanısı ve bilinç bulanıklığı ile başvuran çocuk hasta. Kontrastsız T1A görüntüde (A) ve FLAIR sekansında (B); sol temporal, frontobazal korteks ve subkortikal beyaz cevherde ödem ve sinyal artışı izlenmektedir. C - D. B=1000 s/mm² değerinde DAMRG (trace) ve ADC haritasında sol temporal, insular ve frontobazal korteks ve subkortikal beyaz cevherde difüzyon kısıtlanması ile karakterize erken dönem ensefalitik değişiklikler görülüyor.

nekrotik-kistik kitlenin ayırıcı tanısı yapılmaktadır. Apse kavitesinin ADC oranları, nekrotik tümörlere göre belirgin düşüklük göstermektedir. DAMRG'de santral hiperintensite ve düşük ADC değeri taşıyan lezyon apse ile uyumludur. Bu göreceli difüzyon kısıtlanmasının sebebi, yüksek viskozite ve hücre içeriğine bağlı olarak püün hareket yeteneğinin azalması olarak gösterilmektedir. Kistik veya nekrotik komponenti bulunan tümörler ise DAMRG'de santral hipointensite ve ADC değerlerinde yükseklik görülmektedir (10,11) (Resim 3-5). Ancak son çalışmalarda bazı metastatik kitle lezyonlarında apse gibi difüzyon kısıtlanmasının gösterilmesi,

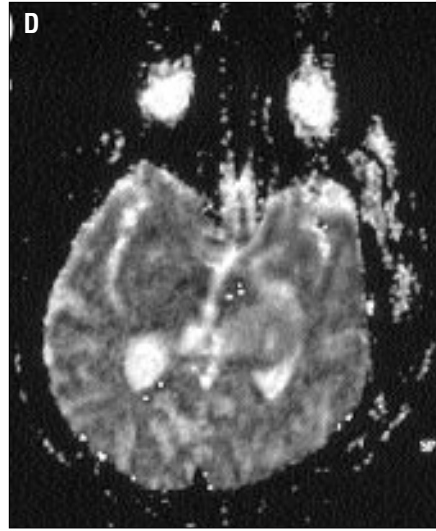
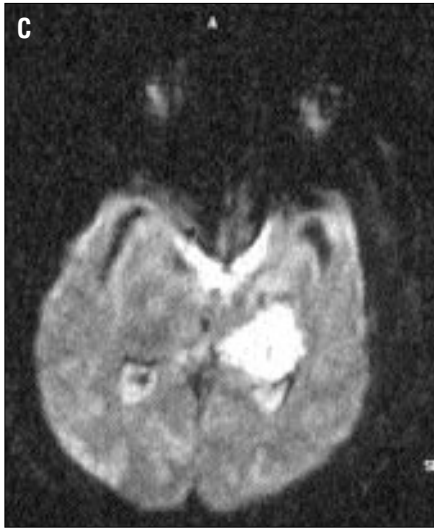
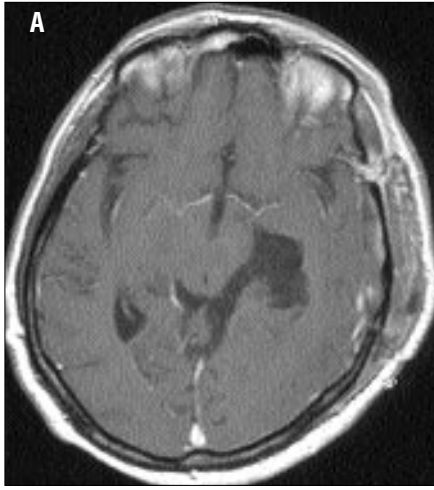
bu bulgunun patognomik değil karakteristik olduğunu düşündürmektedir (12).

Bakteriyel menenjitlerin komplikasyonu olarak subdural efüzyon ya da ampiyem görülmektedir. Bu kolleksiyonları konvansiyonel MRG incelemesiyle birbirinden ayırt etmek çok zordur (9). Oysa ki ampiyem difüzyon kısıtlanmasına sekonder DAMRG'de hiperintens, steril efüzyon ise BOS'a benzer hipointens izlenmektedir (Resim 6). Böylelikle DAMRG, menenjitte oluşan ekstraaksiyal koleksiyona konservatif tedavi ya da drenaj yapılmasına karar vermede rol oynamaktadır (2).

Herpes ensefalitlerinde DAMRG'de

belirgin sinyal yüksekliği görülebilmektedir. Kısıtlanmış difüzyon, nekroza giden dokudaki sitotoksik ödemle açıklanabilmektedir. Bu sayede herpes lezyonlarının, infiltratif temporal lob tümörlerinden ayırımı mümkün olmaktadır. Çünkü herpes lezyonlarının ADC oranı düşük iken, çeşitli tümörlerde yüksek olarak bulunmaktadır (2,13) (Resim 7).

Konvansiyonel MRG ile çoğu zaman epidermoid tümör ve araknoid kist ayırt edilemez (6). Epidermoid tümör, DAMRG'de beyin parankimi ve BOS'a göre belirgin hiperintensite göstermektedir. Tam tersi araknoid kist ise, yüksek ADC değeri nedeniyle BOS'a benzer sinyalde izlenmekte-



dir. Aynı zamanda epidermoid tümör operasyonu sonrası rezidü tümör BOS içerikli rezeksiyon kavitesinden kolaylıkla ayırt edilebilmektedir (2) (Resim 8).

Sonuç olarak DAMRG kontrast madde gerektirmeyen oldukça hızlı görüntüleme yöntemidir. Büyük ölçüde hareket artefaktlarından etkilenmez ve inceleme süresi saniyeler almaktadır. DAMRG hiperakut ya da akut serebral iskemiyin dışında diğer birçok serebral patolojinin ayırıcı tanısında kullanılmaktadır ve konvansiyonel MRG incelemesinin tamamlayıcısıdır.

Resim 8. Postoperatif nüks epidermoid tümör. **A.** Aksiyel planda kontrastlı T1A'da ambient sistern sol yarısında lokalize ve oksipital horna uzanan BOS sinyali yoğunluğunda nüks kitle lezyonu. **B.** T2A'da nüks tümör konturları ventrikülden ayırt edilememektedir. **C ve D.** $b=1000$ s/mm² değerinde DAMRG (trace) ve ADC haritasında nüks epidermoid tümörde difüzyon kısıtlanması ve ventrikül içine uzanmadığı görülmektedir.

Kaynaklar

1. Le Bilhan D, Turner R, Pekar J, Patronas N. Diffusion MR imaging : clinical applications. AJR 1992; 159:591-599.
2. Schaefer PW, Grant PE, Gonzalez RG. Diffusion-weighting MR imaging of the brain. Radiology 2000; 217:331-345.
3. Provenzale JM, Sorenson AG. Diffusion-weighting MR imaging in acute stroke: theoretic considerations and clinical applications. AJR 1999; 173:1459-1467.
4. Maier SE, Gudbjartsson H, Patz S, et al. Line scan diffusion imaging. AJR 1998; 171:85-93.
5. Beauchamp NJ, Byran RN. Acute cerebral ischemic infarction: a pathophysiologic review and radiologic perspective. AJR 1998; 171:85-93.
6. Beauchamp NJ, Barker PB, Wang PY, vanZijl PCM. Imaging of the acute cerebral ischemia. Radiology 1999; 212:307-324.
7. Gonzalez RG, Schaefer PW, Buonanno FS, et al. Diffusion-weighted MR imaging: diagnostic accuracy in patients imaged within 6 hours of stroke symptom onset. Radiology 1999; 210:155-162.
8. Oppenheim C, Stanescu R, Dormont D, et al. False-negative diffusion-weighted MR

CONTRIBUTION OF THE DIFFUSION-WEIGHTED MR IMAGING ON THE CONVENTIONAL BRAIN MRI

Diffusion-weighted magnetic resonance (MR) imaging provides image contrast which is different from that provided by conventional MR techniques. It is particularly sensitive for detection of acute ischemic stroke and differentiation of acute stroke from other processes that manifest with sudden neurologic deficits. Diffusion-weighted MR imaging also provides adjunctive information for other cerebral diseases including, intracranial infections and demyelinating processes. Because stroke is common, diffusion-weighted MR imaging should be considered an essential sequence neoplasm, (in the differential diagnosis of most acute neurologic events) and its use in most brain MR studies is recommended.

TURK J DIAGN INTERVENT RADIOL 2002; 8:

- findings in acute ischemic stroke. AJNR 2000; 21:1434-1440.
9. Osborn AG. Pyogenic Parenchymal Infections. In: Osborn AG. Diagnostic neuroradiology. St. Louis, MO: Mosby year-book 1994; 688-692.
10. Stadnik TW, Chaskis C, Michotte A, et al. Diffusion-weighted MR imaging of intracerebral masses: comparison with conventional MR imaging and histologic findings. AJNR 2001; 22:969-976.
11. Desprechins B, Stadnik T, Koerts G, et al. Use of diffusion-weighted MR imaging in

- differential diagnosis between intracerebral necrotic tumours and cerebral abscesses. AJNR 1999; 20:1252-1257.
12. Hartmann M, Jansen O, Heiland S, et al. Restricted diffusion within ring enhancement is not pathognomonic for brain abscess. AJNR 2001; 22:1738-1742.
13. Tsuchiya K, Katase S, Yoshino A, Hachiya J. Diffusion-weighted MR imaging of encephalitis. AJR 1998; 173:1097-1099.