

Bu makale *Diagnostic and Interventional Radiology*'de yer alan İngilizce makalenin Türkçe- si olup kaynak gösterme ve dizinleme amacı ile kullanılmamıştır.

Non-breath-hold high b-value diffusion-weighted MRI with paralel imaging technique: apparent diffusion coefficient determination in normal abdominal organs. Ö.Kılıçkesmez, G.Yirik, S.Bayramoğlu, T.Cimilli, S.Aydın

ARAŞTIRMA YAZISI

Nefes tutmadan, yüksek b-değerli, difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme ile paralel görüntüleme tekniği: normal abdominal organlarda görünür difüzyon katsayısının saptanması

Özgür Kılıçkesmez, Gülseren Yirik, Sibel Bayramoğlu, Tan Cimilli, Sibel Aydın

AMAÇ

Nefes tutmadan, yüksek b-değerli, difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme (DA-MRG) ile paralel görüntüleme tekniği kullanılarak normal abdominal organlarda görünür difüzyon katsayısı (ADC) değerlerini saptamak.

MATERYAL VE METOD

Abdominal MRG bulguları normal olan 50 hasta geriye dönük olarak incelendi ve 0, 500 ve 1000 s/mm² b-faktörleri ile DA-MRG uygulandı. Ortalama ADC ölçümleri hesaplandı.

BULGULAR

Dört karaciğer segmentinin ADC değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı ($P < 0.001$) farklar vardı (sol lob lateral segment: $1.77 \pm 0.21 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, sol lob medyal segment: $1.59 \pm 0.21 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, sağ lob ön segment: $1.46 \pm 0.18 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, sağ lob arka segment: $1.34 \pm 0.20 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$). Sol lob lateral segmentin ADC değeri diğer segmentlerden anlamlı ölçüde yüksekti. Hesaplanan diğer ADC değerleri şu şekildeydi: böbrek korteksi ve medullası (sırasıyla, $2.08 \pm 0.22 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, $1.94 \pm 0.18 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, $P < 0.001$), pankreas kuyruğu ($1.59 \pm 0.38 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$), pankreas gövdesi ($1.68 \pm 0.26 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$), pankreas başı ($1.65 \pm 0.29 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$), mide duvarı ($1.84 \pm 0.22 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$) ve dalak ($1.28 \pm 0.38 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$).

SONUÇ

Hastalıklarda DA-MR görüntülerinin kantitatif değerlendirilmesi için kullanılan tekniğe bağlı olarak, normal abdominal organların ADC değerlerinin bilinmesi gereklidir. Hastalıkların normal ADC değerleri üzerine etkilerini araştırmak ve kantitatif DA-MRG açısından yardımcı olmak üzere daha fazla sayıda çalışmaya gerek olduğu düşüncesindeyiz.

Anahtar sözcükler:

- Difüzyon manyetik rezonans görüntüleme
- abdomen

Bakırköy Dr. Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Bölümü (Ö.K.✉ okilickesmez@yahoo.com) İstanbul, Türkiye.

Gelişi 24 Temmuz, 2007; revizyon isteği 5 Eylül, 2007; revizyon gelişi 21 Eylül, 2007; kabulü 15 Ekim, 2007.

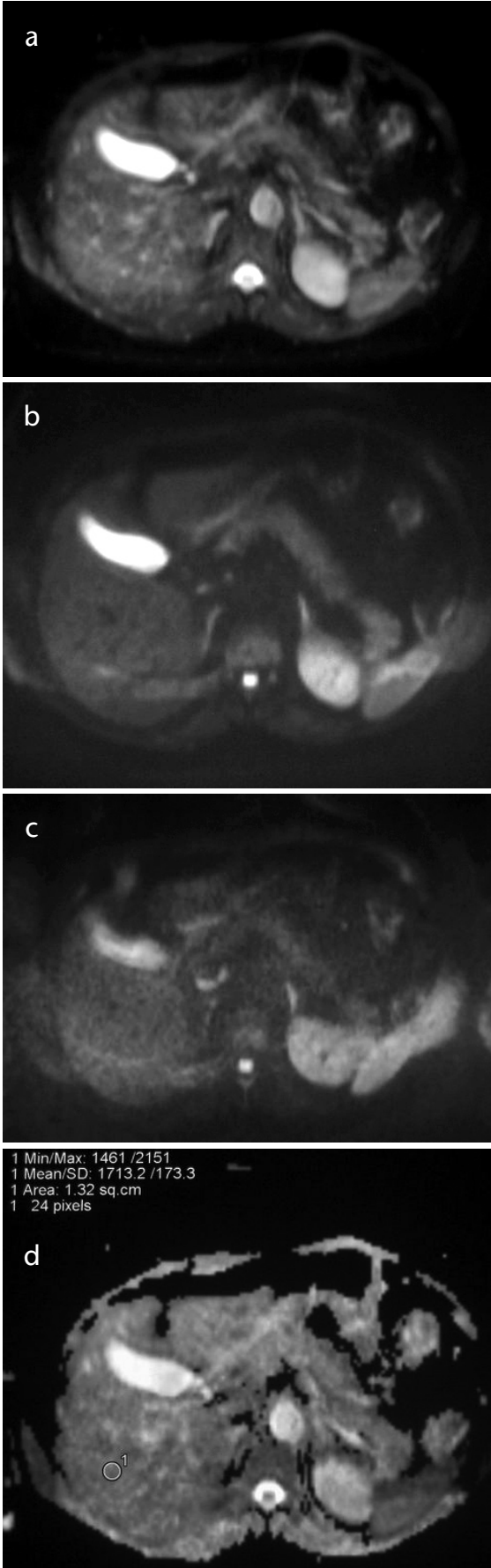
Su moleküllerinin biyolojik dokularda ısı etkisi ile hareket etmesi difüzyon veya Brown hareketi olarak adlandırılır (1, 2). Difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans (DA-MR) görüntüleme su moleküllerinin beyin beyaz cevheri gibi dokulardaki difüzyonunu ölçmek için kullanılan girişimsel olmayan bir tekniktir. Bu teknik nörolojik görüntüleme yaygın olarak kullanılmaktadır. En önemli kullanım alanı akut serebral inmedir (3). Kullanımı büyük ölçüde merkezi sinir sistemi ile sınırlıdır, çünkü vücudun başka bölgelerinde görüntü kalitesi solunum yada kalp atımı gibi fizyolojik hareketlerden ileri derecede etkilenir. Ancak ultra hızlı tek yada çok atımlı ekoplanar görüntüleme (EPI) tekniklerinin gelişimi ile karın bölgesinin de görüntülenmesi mümkün olmuştur (4). Ayrıca uzaysal çözünüm için gereken sinyal sayısını düşürmeye yönelik paralel görüntüleme yöntemleri kullanılarak okuma ve tarama zamanı azaltılır. Böylece, görüntüdeki sinyal yoğunluğu ve sinyal-gürültü oranı değişse bile EPI kalitesi iyileşir (5).

Bu çalışmanın amacı yüksek b-değerli DA-MR görüntüleme ile paralel görüntüleme tekniği kullanılarak normal abdominal organlarda fizyolojik ADC değerlerini saptamaktır.

Gereç ve yöntem

Bu çalışma tek bir kurumda yürütülen geriye dönük bir çalışmadır. Dört aylık bir süre boyunca abdominal MR bulguları normal olan 50 hasta (29 kadın ve 21 erkek; ortalama yaş, 38.9 yıl) çalışmaya alınmıştır. Biz abdomene yönelik olarak DA-MR uygulamasını rutin olarak yaptığımızdan önceden tüm hastalar kontrast madde komplikasyonları ve araştırmanın yayınlanabileceği konusunda bilgilendirilmiş ve onayları alınmıştır. Araştırma protokolü etik komite tarafından onaylanmıştır. Çalışma başlatılmadan önce tüm hastalardan yazılı olur alınmıştır.

MR görüntüleme aralıklı sıralı vücut sarmalı bulunan maksimum gradyan kapasitesi 33 mT/m olan 1.5 T vücut tarayıcısı (Avanto; Siemens, Erlangen, Almanya) ile gerçekleştirilmiştir. Difüzyon ağırlıklı işlem yapılmadan önce soluk tutularak, aksiyel, üç boyutlu gradyan-eko T1 ağırlıklı (tekrarlama zamanı [TR], 5.32 ms; eko zamanı [TE], 2.58 ms; çevirme açısı [FA], 10°; matris, 256 x 166; kesit sayısı, 96; kesit kalınlığı, 2.5 mm; kesitlerarası boşluk, % 20; görme alanı [FOV], 40 cm; ortalamalar, 1; kazanım zamanı, 0:21 s; bant genişliği, 300 Hz/Px), iki boyutlu gradyan eko T1 faz içi ve dışı (TR, 128 s; faz içi TE, 4.89 ms; faz dışı TE, 2.38 ms; FA 70°; matris, 256 x 179; kesit sayısı, 30; kesit kalınlığı, 6 mm; kesitlerarası boşluk, % 30; FOV, 36 cm; ortalamalar, 1; kazanım zamanı, 1:37 s; bant genişliği, 1/2, 390/410 Hz/Px), aksiyel solunum tetiklemeli turbo spin eko yağ satürasyonlu T2 ağırlıklı sekans (TR, 1900 s; TE, 76 ms; FA, 150°; matris, 384 x 276; kesit sayısı, 29; kesit kalınlığı, 6 mm; kesitlerarası boşluk, % 30; FOV, 36 cm; ortalamalar, 1; kazanım zamanı, 1:37 s; bant genişliği, 260 Hz/Px), koronal T2 ağırlıklı yarı-Fourier tek atımlı turbo spin eko (HASTE) (TR, 1100 s; TE, 116 ms; FA 150°; matris,



Şekil 1. a-d. Karaciğerin 0 b değerindeki difüzyon ağırlıklı görüntüsü (a). Karaciğerin 500 b değerindeki difüzyon ağırlıklı görüntüsü (b). Karaciğerin 1000 b değerindeki difüzyon ağırlıklı görüntüsü (c). Karaciğerin görünür difüzyon katsayısı (ADC) haritası (d).

256 x 204; kesit sayısı, 25; kesit kalınlığı, 6 mm; kesitlerarası boşluk, %30; FOV, 35 cm; ortalamalar, 1; kazanım zamanı, 0:28 s; bant genişliği, 488 Hz/Px) sekanslar, ardından difüzyon ağırlıklı tek atımlı spin eko planar sekans ve kimyasal kayma seçici yağ baskılama tekniği (TR/TE, 4900/93; matriks, 192 x 192; kesit sayısı, 30; kesit kalınlığı, 6 mm; kesitlerarası boşluk, %35; FOV, 45 cm; ortalamalar, 5; kazanım zamanı, yaklaşık üç dakika; PAT faktör, 2; PAT modu, modifiye duyarlık kodlama ile paralel görüntüleme [MSENSE]) uygulanmıştır. DA-MR görüntüleme için kullanılan b faktörleri 0, 500 ve 1000 s/mm² düzeyindedir.

DA-MR görüntüleme sonrasında kontrastlı dinamik görüntüleme için her bir soluk tutma sürecinde (bir soluk tutma süreci 20-24 saniye sürer) 0.1 mmol/kg vücut ağırlığı dozunda gadopentetate dimeglumin 20 saniye içinde bolus tarzı verilirken ve verildikten sonra aksiyel, üç boyutlu gradyan-eko, T1 ağırlıklı MR görüntüleri elde edilmiştir. Biz üst abdomene yönelik nefes alıp vermenin serbest olduğu MR görüntüleme incelemelerinde bu sekansları rutin olarak kullanmaktayız.

Görüntülerin yorumlanması

DA-MR görüntüleri verileri işlenmek ve ADC haritalarını yeniden şekillendirmek üzere bağımsız bir iş istasyonuna aktarılmıştır (Leonardo konsolu, yazılım sürümü 2.0; Siemens Ag Medical Solutions, Forchheim, Almanya).

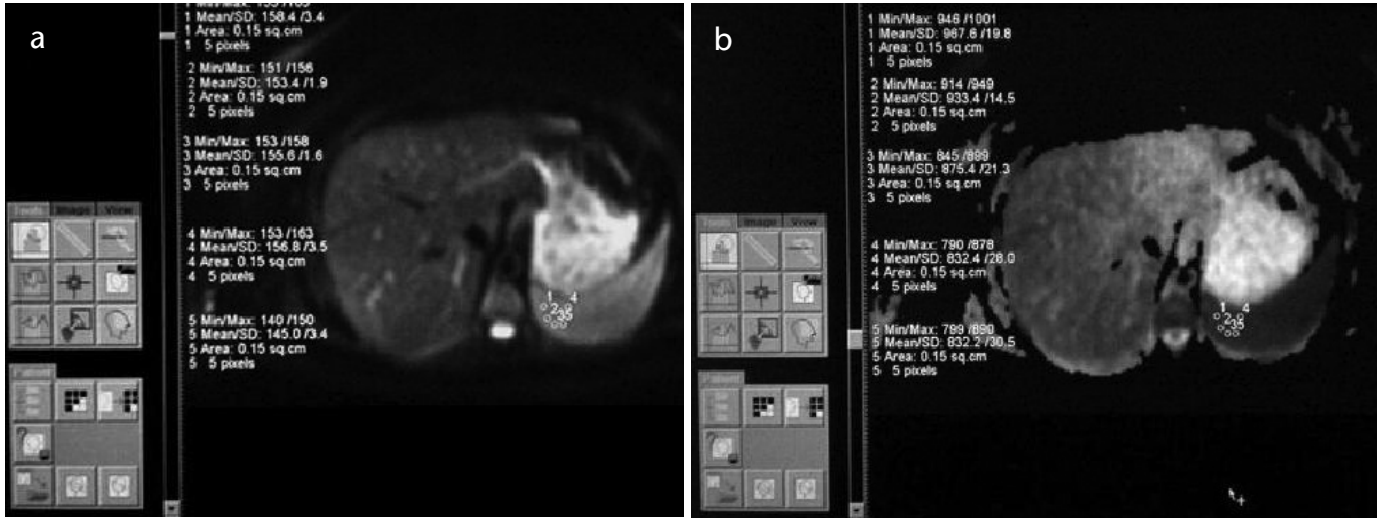
ADC değerlerini ölçmek için her anatomik bölgede yuvarlak ilgi alanları (ROI) belirlenmiştir. Bu alanlar belirlenirken damarlar ve harekete bağlı artefaktların dışarıda bırakılmasına özen gösterilmiştir. Her ADC değeri ölçümü için beş ROI ölçümü yapılmış ve en yakın olan üçünün ortalaması alınmıştır (Şekil 1, 2).

İstatistiksel analizler

Tüm istatistiksel analizler Windows için SPSS (Sosyal Bilimler için İstatistik Paketi) Sürüm 10.0 yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Olguların ADC değerleri ortalama ± standart sapma şeklinde ifade edilmiştir. Ayrıca, abdominal organların karşılaştırılması için eşleştirilmiş örnekler testi ve varyans analizi yapılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi olarak P < 0.05 kabul edilmiştir.

Bulgular

Konvansiyonel ve DA-MR görüntüleme incelemeye alınan hastaların ADC değerleri tabloda listelenmiştir. Dört ka-



Şekil 2. a, b. Görünür difüzyon katsayılarını (ADC) ölçmek için ilgilenilen beş yuvarlak alan, $b=0$ s/mm² düzeyinde damarlar veya artefaktlar dik-kate alınmayarak, homojen parankim üzerine yerleştirilmiş (a), daha sonra ADC haritasında karşılık gelen kesitler üzerine kopyalanarak taşınmıştır (b). ADC görüntüler üzerinde otomatik olarak görünür hale gelmiştir. Parankimin ADC değeri için her bireyde yapılan beş ölçümün en yakın olan üçünün ortalaması alınmıştır.

raciğer segmentinin ADC değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı ($P < 0.05$) farklar mevcuttu (sol lb lateral segment [LL]: $1.77 \pm 0.21 \times 10^{-3}$ mm²/s, sol lob medyal segment [LM]: $1.59 \pm 0.21 \times 10^{-3}$ mm²/s, sağ lob ön segment [RA]: $1.46 \pm 0.18 \times 10^{-3}$ mm²/s, sağ lob arka segment [RP]: $1.34 \pm 0.20 \times 10^{-3}$ mm²/s). LL için ADC değeri LM için olandan anlamlı ölçüde yüksekti ($P < 0.05$). Bu fark muhtemelen görüntü kalitesinin bozulmasından kaynaklanmıştı. LL ile RP, LL ile RA ve RA ile RP arasında da ADC değerleri açısından anlamlı farklar mev-

cuttu ($P < 0.01$). böbreğin korteks ve medullası için hesaplanan ADC değerleri arasında fark da anlamlıydı ($P < 0.001$). Pankreas başı, gövdesi ve kuyruğunun ADC değerleri arasındaki fark istatistiksel anlam taşımıyordu ($P < 0.05$).

Tartışma

Difüzyon görüntüleme beyin beyaz cevheri gibi biyolojik dokulardaki su moleküllerinin difüzyonunun girişimsel olmadan ölçüldüğü bir MR tekniğidir. Su moleküllerinin vücut dışındaki

rasgele hareketi herhangi bir şekilde engellenmez ve serbest difüzyon olarak adlandırılır. Ancak vücut içindeki difüzyon makromoleküller ve bütünlük arzeden hücre zarları nedeniyle sınırlıdır. Hücre açısından zengin dokularda bu sınırlılık daha da artar. Tersine ekstraselüler geniş boşlukların bulunduğu hücre sayısı az olan dokularda ve hücre zarlarının bütünlüğünün bozulduğu durumlarda sınırlılık da azalır (6). DA görüntüler kalitatif ve kantitatif olarak değerlendirilebilir. Gözle değerlendirme DA görüntülerde gözlenen yoğunluk artışı temelinde yapılır. Ancak, hem difüzyon sınırlılığı, hem de T2 parlama etkisi olarak adlandırılan relaksasyon zamanlarının uzaması bu görüntülere yol açabilir. Bu etkiyi ortadan kaldırmak için ADC haritaları yorumlanır. Difüzyon sınırlılığı bulunan bölgelerde ADC değerleri düşer ve DA görüntülerin tersine düşük sinyal alanları görülür. Difüzyonun kantitatif analizi görüntü üzerine ROI uygulanarak iş istasyonunda hesaplanabilir.

DA üzerinden hesaplanan kantitatif bir parametre olan ADC kapiller perfüzyonla ekstraselüler ekstraselüler boşluktaki su difüzyonunun etkilerini birleştirir (4). Dolayısıyla DA-MRG bir organdaki perfüzyon ve difüzyon hakkında eş zamanlı bilgi sağlar. Dokulardaki anormal yapılarla normal yapıların daha iyi ayırt edilmesi için kul-

Tablo. Normal abdominal organların ADC değerleri.

Yer	Ortalama ADC (mm ² /s)
Karaciğer^a	
Sol lob lateral segment	$1.77 \pm 0.21 \times 10^{-3}$
Sol lob medyal segment	$1.59 \pm 0.21 \times 10^{-3}$
Sağ lob ön segment	$1.46 \pm 0.18 \times 10^{-3}$
Sağ lob arka segment	$1.34 \pm 0.20 \times 10^{-3}$
Böbrek^a	
Korteks	$2.08 \pm 0.22 \times 10^{-3}$
Medulla	$1.94 \pm 0.18 \times 10^{-3}$
Pankreas^b	
Baş	$1.65 \pm 0.29 \times 10^{-3}$
Gövde	$1.68 \pm 0.26 \times 10^{-3}$
Kuyruk	$1.59 \pm 0.38 \times 10^{-3}$
Mide	$1.84 \pm 0.22 \times 10^{-3}$
Dalak	$1.28 \pm 0.38 \times 10^{-3}$

ADC, görünür difüzyon katsayısı

a Segmentlerin/bölgülerin ADC değerleri arasındaki farklar anlamlıdır.

b Organın bölümleri arasındaki farklar istatistiksel anlam taşımamaktadır.

lanılabilir ve değişik anormalliklerin özelliklerinin belirlenmesine yardımcı olabilir (7). Ancak doğru bir yorumlama için kullanılan difüzyon tekniğine bağlı olarak biyolojik dokuların normal ADC değerlerinin bilinmesine gerek vardır.

Tomografideki bir hacim birimindeki kapiller ağının rasgele dağılımı nedeniyle mikro düzeydeki kan dolaşımı bile ADC üzerine etkilidir. Bu nedenle ADC hem difüzyon, hem de perfüzyon (yalancı difüzyon) etkilerini içerir. Perfüzyonun ADC üzerine etkileri en çok düşük b değerleri (50-100 s/mm²) şeklinde ifade edilir. Kontrast madde uygulanarak elde edilen yüksek b değerleri (1000 s/mm²) genellikle bu etkinin üstesinden gelir (6, 8). Biz yüksek b değerleri ile çalışmayı tercih ederek normal dokuları mümkün olduğunca baskılamaya ve yüksek hücre sayısı içeren yapıları kolaylıkla saptamaya çalıştık.

Literatürdeki abdominal DA-MR görüntüleme çalışmalarının çoğu nefes tutularak tek atımlı teknikle gerçekleştirilmiştir (9, 10). Biz ise DA-MR görüntüleme sırasında nefes tutturmadık. Dolayısıyla uzun süre nefesini tutamayan ileri derecede hasta, yaşlı veya obes hastalarda da inceleme yapmamız mümkün oldu. İlk sonuçlarımıza göre DA görüntüleme ile birlikte paralel görüntüleme yöntemleri kullanıldığında günlük pratikte nefes tutulmadan inceleme yapmak mümkündür. Her ne kadar görüntü kalitesini etkileyen artefaktlar oluşuyorsa da, bunlar tanıyı etkileyecek düzeyde değildir. Paralel görüntüleme tekniği ile artefaktların azaltılabileceği ve ölçülen değerlerin güvenilirliğinin artırılabilceği öne sürülmüştür (5).

Tek atımlı görüntülemenin kısa vadedeki sonuçları geometrik yanılsamaların varlığı ve görüntü kalitesinin azalmasıdır. Yine de hareketlere bağlı olarak ortaya çıkan duyarlılık azalmasını engellemek için tercih edilir (11). Bu yöntemle karaciğer yada böbrek gibi bir hedef hacmin hızlı bir şekilde değerlendirilmesi mümkündür. Soluk tutulmadan uygulanan bir teknikle

daha büyük hacimlerin, hatta bütün vücudun görüntülenmesi mümkündür. İnce kesitler ve çok düzlemlı reformatlar elde edilebilir. Aralıklı çok atımlı EPI ile beraber paralel görüntüleme teknikleri uygulanarak yanılsamalar ortadan kaldırılabılır ve uzaysal çözünürlük iyileştirilebilir. Paralel görüntüleme tekniklerini tek atımlı görüntülemeye eklemek kolaydır. Çok atımlı görüntülemenin dezavantajı atımlar arası dönemlerdeki hareketlere bağlı yanılsama ve duyarlılık azalmasıdır. Bu konuda bazı çıkarım yöntemleri uygulansa da, tüm artefaktları gidermede başarısızdır. Yanılsama payının bir görüntü kodlama işlemi olarak kabul edildiği bir konjugat-gradyan algoritması kullanılmıştır (12).

İtkili (propeller) çok atımlı bir yöntem (blade sequence) önerilmiştir. Geometrik yanılsamaların ve artefaktların azaltıldığı yüksek çözünürlüklü görüntülerin elde edilebileceği öne sürülmüştür. Boşlukların ve abdominal organların DA itkisi ile ölçülen ADC değerlerinin genel olarak tek atımlı DA-SE-EPI ile ölçülenlerden daha yüksek olduğu bildirilmiştir (13).

Bizim sonuçlarımızla karşılaştırıldığında başka araştırmacılar tarafından hem daha yüksek, hem de daha düşük ADC değerleri bildirilmiştir. Bu farklılıklar hasta sayısı, kullanılan görüntüleme aralığı, TE, b değeri veya periferik atım aralığı ve daha uzun kazanım zamanı gibi özel tekniklerin uygulanması ile bağlantılı olabilir (7, 14).

Karın içinde yer kaplayan bir lezyonu DA-MR görüntüleme ve ADC ile değerlendirirken, organların, hatta karaciğer segmentlerinin, böbrek korteksi ile medullasının ADC değerlerinin birbirinden farklı olduğu unutulmamalıdır. Bizim çalışmamızda ADC değerlerinin farklılıklarını bilmek önemlidir.

DA görüntülerin yorumlanmasında normal ADC değerlerinin bilinmesi önemlidir. Bu durum özellikle normal karşılaştırmasının yapılamayacağı hedef organın tamamını tutan lezyonlar için geçerlidir. DA-MR görüntüleme rutin abdominal görüntüleme protokollerine eklenebilir ve DA görüntülerinin

gözle değerlendirilmesi lezyonların ve özelliklerinin saptanmasına daha güvenilir bir boyut ekleyebilir. DA-MR görüntüleme ile sağlanan ek bir yarar nicel belirteçlerin saptanabilmesidir. Böylece hastalıkların tedavi yöntemlerine yanıtları değerlendirilebilir. Lezyon boyutunu ölçmekten ibaret olan konvansiyonel değerlendirme tedaviye bağlı erken değişikliklerin saptanmasında duyarlıdır (15).

Hastalıklarda DA-MR görüntülerinin nicel değerlendirmesini yapabilmek için kullanılan tekniğe bağlı olmak üzere abdominal organların normal ADC değerlerinin bilinmesi gereklidir. Abdominal organların normal ADC değerleri ile ilgili pek çok çalışma vardır, ancak biz bu değerleri soluk tutulmadan ve yardımcı görüntüleme teknikleri ile birlikte saptamayı hedefledik. Hastalıkların normal ADC değerleri üzerine etkilerinin araştırıldığı daha ileri çalışmalara gerek olduğu ve böylece nicel DA-MR çalışmalarında yarar sağlanabileceği inancındayız. Abdominal DA görüntülerin ve ADC haritalarının incelenmesi sırasında normal ve patolojik dokuların ADC değerlerinin kullanılan DA-MR tekniklerine göre değişebileceği akılda tutulmalıdır.

Kaynaklar

1. Le Bihan D. Diffusion/perfusion MR imaging of the brain: from structure to function. *Radiology* 1990; 177: 328-329.
2. Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Aubin ML, Vignaud J, Laval-Jeantet M. Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion MR imaging. *Radiology* 1988; 168: 497-505.
3. Sorensen AG, Wu O, Copen WA, et al. Human acute cerebral ischemia: detection of changes in water diffusion anisotropy by using MR imaging. *Radiology* 1999; 212:785-792.
4. Tsui EY, Chan JH, Cheung YK, Lai KF, Fong D, Ng SH. Evaluation of cerebral abscesses by diffusion-weighted MR imaging and MR spectroscopy. *Comput Med Imaging Graph* 2002; 26:347-351.
5. Yoshikawa T, Kawamitsu H, Mitchell DG, et al. ADC measurement of abdominal organs and lesions using parallel

- imaging technique. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187:1521–1530.
6. Koh DM, Collins DJ. Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188:1622–1635.
 7. Thoeny HC, De Keyser F, Oyen RH, Peeters RR. Diffusion-weighted MR imaging of kidneys in healthy volunteers and patients with parenchymal diseases: initial experience. *Radiology* 2005; 235:911–917.
 8. Colagrande S, Carbone SF, Carusi LM, Cova M, Villari N. Magnetic resonance diffusion weighted imaging: extraneurological applications. *Radiol Med (Torino)* 2006; 111:392–419.
 9. Demir OI, Obuz F, Sagol O, Dicle O. Contribution of diffusion-weighted MRI to the differential diagnosis of hepatic masses. *Diagn Interv Radiol* 2007; 13:81–86.
 10. Ichikawa T, Erturk SM, Motosugi U, et al. High-b value diffusion-weighted MRI for detecting pancreatic adenocarcinoma: preliminary results. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188:409–414.
 11. Skare S, Newbould RD, Clayton DB, Albers GW, Nagle S, Bammer R. Clinical multishot DW-EPI through parallel imaging with considerations of susceptibility, motion, and noise. *Magn Reson Med* 2007; 57:881–890.
 12. Liu C, Moseley ME, Bammer R. Simultaneous phase correction and SENSE reconstruction for navigated multishot DWI with non-cartesian k-space sampling. *Magn Reson Med* 2005; 54:1412–1422.
 13. Deng J, Miller FH, Salem R, Omary RA, Larson AC. Multishot diffusion-weighted PROPELLER magnetic resonance imaging of the abdomen. *Invest Radiol* 2006; 41:769–775.
 14. Taouli B, Martin AJ, Qayyum A, et al. Parallel imaging and diffusion tensor imaging for diffusion weighted MRI of the liver: preliminary experience in healthy volunteers. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 183:677–680.
 15. Koh DM, Scurr E, Collins DJ, et al. Colorectal hepatic metastases: quantitative measurements using single-shot echo-planar diffusion-weighted MR imaging. *Eur Radiol* 2006; 16:1898–1905.

NON - BREATH - HOLD HIGH B-VALUE DIFFUSION - WEIGHTED MRI WITH PARALLEL IMAGING TECHNIQUE: APPARENT DIFFUSION COEFFICIENT DETERMINATION IN NORMAL ABDOMINAL ORGANS

PURPOSE

To detect the apparent diffusion coefficient (ADC) values in normal abdominal organs using non-breath-hold high b-value diffusion-weighted magnetic resonance imaging (DW MRI) with parallel imaging technique.

MATERIALS AND METHODS

A total of 50 patients with normal abdominal MRI findings were retrospectively enrolled in the study. DW-MRI was performed with b-factors of 0, 500 and 1000 sec/mm². Mean ADC measurements were calculated.

RESULTS

There were statistically significant differences ($P < 0.001$) between the ADC values of four liver segments (left lobe lateral segment: $1.77 \pm 0.21 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, left lobe medial segment: $1.59 \pm 0.21 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, right lobe anterior segment: $1.46 \pm 0.18 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, right lobe posterior segment: $1.34 \pm 0.20 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$). The ADC value of left lobe lateral segment was significantly higher than the other segments. The other calculated ADC values were as follows: cortex and medulla of kidneys ($2.08 \pm 0.22 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, $1.94 \pm 0.18 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$) ($P < 0.001$), pancreas tail ($1.59 \pm 0.38 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$), body ($1.68 \pm 0.26 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$), head ($1.65 \pm 0.29 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$), stomach wall ($1.84 \pm 0.22 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$), spleen ($1.28 \pm 0.38 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$).

CONCLUSION

Knowledge of ADC values of normal abdominal organs will be required during quantitative evaluation of DW MR images of diseases in concordance with the technique used. We believe that, further studies investigating the effect of diseases on the normal ADC values is necessary and would be helpful in quantitative DWI.

Key words:

- diffusion • DWI
- magnetic resonance imaging • abdomen

Diagn Interv Radiol 2008; 14:83-87