

Beyin perfüzyon MR görüntüleme verilerinin çok kesitli haritalandırılması ve ölçümü: yerel ve ticari yazılımları karşılaştıran bir araştırma

Umut Ariöz, Kader Karlı Oğuz, Senem Şentürk, Ayşenur Cila

AMAÇ

Çok kesitli renkli rSKH (rölatif serebral kan hacmi), rSKA (rölatif serebral kan akımı) ve OGZ (ortalama geçiş zamanı) haritalarının oluşturulması için perfüzyon ağırlıklı görüntüleme verilerini analiz eden yerel bir program geliştirdik. Daha sonra geliştirdiğimiz programın klinik uygulamadaki fizibilitesini belirlemek amacıyla bu haritaları, ticari olarak elde edilen programın aynı perfüzyon ağırlıklı görüntüleme (PAG) verilerinden üretilen diğer haritalarla karşılaştırdık.

GEREÇ VE YÖNTEM

Yirmi hasta üzerinde yapılan araştırmalar yüksek tesla MR cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Görüntüleme protokolü, perfüzyon incelemesini (EPI, TR/TE: 1430/46 msn, 10 mm kesit aralığı, matris: 128x128, FOV: 240 cm, NEX: 1) içermektedir. Elli dinamik serinin beşinci fazından başlayarak 20 ml Gd-DTPA, 4-5 ml/sn hızla verilmiştir. Görüntü işleme algoritmalarının ve grafik tabanlı kullanıcı arayüzü kodlarının yazımında MATLAB yazılımı kullanılmıştır. Tüm görüntüler DICOM standartına uygundur. Sonuçları doğrulamak amacıyla her harita, günlük uygulamada geniş kullanım alanına sahip olan ve MR cihazına yüklenmiş ticari yazılımdan elde edilen haritalarla karşılaştırılmıştır. Kemik-yumuşak doku arayüzündeki lezyon konturları, uzantılarını ve artefaktları belirleyebilme kabiliyeti, istatistiksel değerlendirilmede kullanılan kriterlerdir.

BULGULAR

Anormal alanı seçebilme yeterliliği, hasta tetkiklerinin %38'inde her iki yazılım programında eşit derecede yeterli iken, olguların %23'ünde yerel yazılımımız daha başarılı, %31'inde ise ticari yazılım daha üstün sonuç vermiştir. Sonuçların % 6'sı her iki yazılımda da yetersiz bulunmuştur. Yerel yazılımımız artefaktların elimine edilmesi konusunda her olguda %100 başarılı olmuştur.

SONUÇ

Yerel programımız, kullanımı kolay bir program olup, çoğunlukla kullanılan ticari yazılımla karşılaştırılabilir sonuçlar vermiştir. Bu programın daha kesin doğrulanabilmesi için farklı kategorilerdeki hastalıklar ve daha büyük bir hasta popülasyonu üzerinde denemesi ve daha sonra farklı yazılımlarla da karşılaştırılması gerekmektedir.

Anahtar sözcükler: • beyin haritası • perfüzyon • beyin • manyetik rezonans görüntüleme

Perfüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme (PA-MR), morfolojinin yüksek uzaysal çözünürlüğü ile serebral dokunun fonksiyonel durumu üzerine bilgi sağlayan, 1989'dan beri çeşitli beyin hastalıklarının araştırıldığı, yakın zamanda geliştirilmiş bir tekniktir (1-3). Ekstrasellüler gadolinium bazlı kontrast maddelerin girişini takiben beyin dokusunun maruz kaldığı sinyal değişiminden yararlanarak, serebral kan hacmi (SKH), serebral kan akımı (SKA), ortalama geçiş zaman (OGZ) gibi önemli hemodinamikler rölatif olarak ölçülebilir ve haritalandırılabilir (4). Çeşitli üretici firmaların, bu haritaları elde etmek için özel yazılımlar geliştirmesine rağmen, bu ürünlerin yüksek maliyeti ve teknik personel ihtiyacı pek çok enstitüyü kendi programını oluşturmaya itmiştir (5, 6). Biz ayrıca, MR cihazına entegre olmuş bir yapıda çalışabilecek, kendi ihtiyaçlarımızı standart bir şekilde karşılayacak ve özel araştırmalarda gerek duyulan değişiklikleri yapmamıza olanak sağlayabilecek, açık kaynak koduna sahip bir program geliştirmeyi amaçladık. Başlangıçta, sadece tek bir kesit kullanan basit bir program bu makalenin yazarları tarafından oluşturuldu ve enstitümüzde kullanılmaya başlandı (7, 8). Daha sonra, programı çok kesitli haritalamayı mümkün kılacak şekilde geliştirmeyi ve hem grafiksel kullanıcı arayüzü, hem de parametreleri haritalama açısından daha işlevsel hale getirmeyi amaçladık. Bu çalışmada, klinik uygulamalarda fizibiliteyi belirlemek amacıyla, yerel programı kullanarak PA-MR verilerini analiz edip, renkli rSKH, rSKA ve OGZ haritaları oluşturduk ve bu haritaları aynı PA-MR verilerinden ticari programla elde edilen haritalarıyla görsel olarak karşılaştırdık.

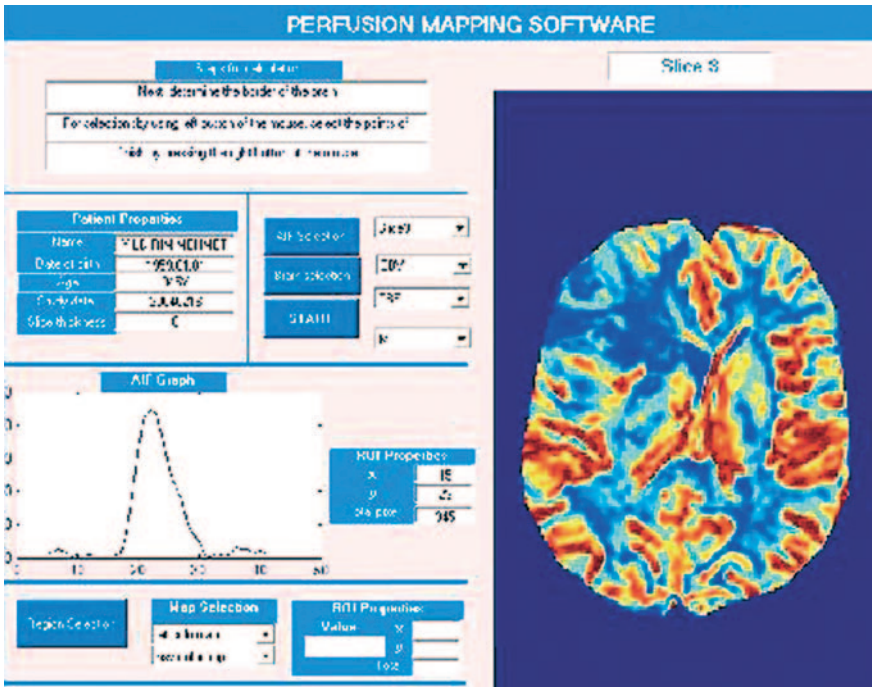
Gereç ve yöntem

Verinin elde edilmesi

Yirmi hasta üzerindeki araştırmalar yüksek manyetik alan gücündeki MR cihazıyla (3T, Allegra, Numaris/4, VA21C Release Software, Siemens, Germany) gerçekleştirilmiştir. Görüntüleme protokolü, perfüzyon incelemesini [eko planar görüntüleme EPI, TR/TE: 1430/46 msn, 5 mm kalınlığında 15 kesit ve 10 mm kesit aralığı, matris: 128x128, FOV: 240 cm, NEX: 1] içermektedir. Elli dinamik serinin beşinci fazından başlayarak, 4-5 ml/sn hızla, 20 ml) Gd-DTPA verilmiştir.

Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Tıp Eğitimi ve Bilişimi (U.A. ✉ gumut@hacettepe.edu.tr) ve Radyoloji (K.K.O., S.Ş., A.C.) Bölümleri, Ankara

Geliş 28 Mart 2005; revizyon isteği 30 Nisan 2005; revizyon gelişi 19 Haziran 2005; kabulü 28 Haziran 2005



Şekil 1. Burada yerel yazılımın ana ekranı görülmektedir. Solda hasta veri listesi, AGF grafiği ve ROI seçimi ve bilgisi verilmiştir. Sağda ise seçilmiş kesite ait bir harita (rSKA) görülmektedir.

$$F\{CBF \cdot R(t) \otimes C_a(t)\} = F\{C_a(t)\} = CBF \cdot R(t) = F^{-1} \left\{ \frac{F\{C_a(t)\}}{F\{C_a(t)\}} \right\} \quad (\text{Denklem 1})$$

$$CBV \propto \int C_a(t) dt \quad (\text{Denklem 2})$$

$$MTT = \frac{CBV}{CBF} \quad (\text{Denklem 3})$$

R(t): rezidü fonksiyonu
C_a(t): arteriyel konsantrasyon
F & F⁻¹: kesikli zaman ve ters kesikli zaman fourier dönüşümü
C_i(t): doku konsantrasyonu

Denklem 1, 2 ve 3

PA-MR verilerinin işlenmesi ve haritalandırılması

Veri elde edilmesinin ardından hesaplamada kullanılmak üzere yüksek olasılıklı lezyonun bulunabileceği bölgeden üç kesit seçilmiştir. Daha sonra tüm görüntüler, % 200 büyütme faktörüyle beraber (256x256 matris boyutunda), JPEG kayıplı sıkıştırma yöntemi kullanılarak DICOM (digital imaging and communications in medicine) standart formatında kaydedilmiştir. DICOM, sağlık bilimlerinde, özellikle de radyoloji dalında dijital görüntüleme amacıyla kullanılır ve bir araştırmanın tüm özelliklerini ve hastaları 123 farklı kategoride kaydeder. Görüntü işleme algoritmaları ve grafik

kullanıcı arayüzü kodları MATLAB yazılımı ile oluşturulmuştur (Sürüm 6.5, Mathworks Inc.).

Araştırılan önemli perfüzyon parametrelerinden biri olan SKA, voksel boyunca akan net kan akımını göstermektedir (2, 9, 10). SKA'yı hesaplamakten modelden bağımsız geçiş yaklaşımından yararlandık (11). Bu yaklaşıma göre hem kullanıcı tarafından seçilen arter giriş fonksiyonu (AGF), hem doku konsantrasyon-zaman grafiği, tüm görüntülerde, her bir piksel için hesaplanır. Grafiklerin Fourier ve ters Fourier dönüşümlerini takiben sonucun yüksekliği, pikselin SKA değerini verir (Denklem 1).

Bir diğer önemli perfüzyon paramet-

resi olan serebral kan hacmi (SKH), doku ve AGF eğrisinin altında kalan alanın oranından belirlenebilir. Arteriyel ölçümler, kısıtlı uzaysal hassasiyet yüzünden doğrudan ölçülebilir olmadığından, rölatif SKH ölçümü basitçe konsantrasyon-zaman eğrisinin altında kalan alanın integrali ile belirlenir (12). Yakın geçmişte yapılan bir araştırmaya göre (13), en hassas rölatif SKH değeri, tüm zaman aralığı boyunca uzanan doku eğrisi ile bütünlenen alanın sayısal olarak ifadesi ile belirlenir. Bizim araştırmamızda dokunun konsantrasyon-zaman grafiği altındaki alan aynı zamanda SKH ölçümünü de vermektedir (Denklem 2).

Odaklandığımız son önemli parametre ortalama geçiş zamanı (OGZ) olup bu, belirli bir hacimdeki kanın vokselde geçmesi için gereken süredir (2, 9). Merkezi hacim teorisine göre (14), her piksel için OGZ değeri, SKH'nin SKA'ya bölünmesi ile elde edilir (Denklem 3).

Tüm hesaplamalar sırasıyla görüntü matrisinin ilk sütununun ilk sırasından başlayarak son sütunun son sırasına doğru yapılmıştır. Tüm görüntü serisi boyunca her bir piksel için bir intensite grafiği elde edilmiştir. Sonuçta elde edilen görüntü, görüntü matrisinin tamamındaki görüntü serileri ile aynı piksel koordinatlarına karşılık gelen grafikler üzerinde yapılan hesaplamalardan meydana gelmiştir. Hesaplamaların sonunda, son perfüzyon parametre haritaları, görüntü matrisine renk kodlu harita uygulanması ile elde edilmiştir.

Programımız gerek hekimlerin gerek teknisyenlerin kolay kullanımına yönelik geliştirilmiştir. Bu nedenle program, prosedürün başlangıcından sonuna kadar, her bir hesaplama adımında, kullanıcıları bir metin mesajı ile yönlendirir. Ayrıca, perfüzyon haritalandırmanın her fonksiyonunu kapsayan bir ana ekran bulunur. Bu ekran dört ana bölümden oluşur; talimatlar bölümü, hasta bilgi tablosu, AGF alanı ve bölge seçim alanı (Şekil 1). Hastanın adı, yaşı, doğum tarihi, çalışma tarihi ve kesit kalınlığı gibi bilgilerin bulunduğu liste hekimin tercihiyle göre

hazırlanır. Açık kaynak kodlama ve görüntülerin DICOM standartlarına göre çalışılması avantajlarından yararlanılarak, hasta ile ilgili herhangi bir bilgi eklenebilir veya listeden çıkarılabilir.

Program, her adıma ait talimatların kullanıcı tarafından izlenmesini ve renkli rSKH, rSKA ve OGZ haritalarının elde edilebilmesini garanti edecek

Tablo 1. Hastaların karşılaştırılmaları için kriterler tablosu

- 1 Yerel yazılım daha iyi
- 2 Ticari yazılım daha iyi
- 3 İki de iyi
- 4 Hiç biri iyi değil

Tablo 2. Araştırmaya katılan hasta listesi

Hasta No.	Patoloji
1	Gelişimsel venöz anomali
2	Akut sağ OSA oklüzyonu
3	Akut sol OSA oklüzyonu
4	Akut sağ OSA oklüzyonu
5	Moyamoya hastalığı, sağ OSA oklüzyonu
6	Şiddetli vasküler stenoz
7	Sağ OSA anevrizması
8	Dev sağ İKA anevrizması
9	Stent öncesi değerlendirme; akut vasküler oklüzyon
10	Stent sonrası; akut vasküler oklüzyon
11	Primitif nöroektodermal tümör
12	Hemanjioblastom
13	Hemanjioblastom
14	Gliyoblastoma multiforme
15	Medulloblastom
16	Astrositom
17	Meninjiom
18	Metastaz
19	Metastaz
20	Metastaz

Tablo 3. 'Anormal bölgenin seçilebilirliği' değerlendirmesine göre tüm hastaların toplam SKV, SKA ve OGZ haritalarının karşılaştırması

Parametre (Hasta sayısı)	Anormal bölgenin seçilebilirliği			
	1	2	3	4
SKH (20)	6 (30%)	4 (20%)	10 (50%)	0 (0%)
SKA (20)	3 (15%)	6 (30%)	9 (45%)	2 (10%)
OGZ (20)	5 (25%)	9 (45%)	4 (20%)	2 (10%)
Toplam (60)	14 (23%)	19 (31%)	23 (38%)	4 (6%)

şekilde tasarlanmıştır. Üç kesitli bir hesaplamaya başlamak için kullanıcı, kesitlerden birini başlangıç kesiti olarak seçmelidir. Kemiği hesaplamaların dışında bırakmak için elle kontur çizimi gerekmektedir ve bu işlem diğer iki kesite otomatik olarak uygulanır. Bu çalışmada, her olgu için kesitlerin seçimi, özellikle kitle varlığında önceki konvansiyonel MR görüntülerine veya akut inme durumunda difüzyon-ağırlıklı görüntüleme (DAG) ile elde edilen verilere göre lezyonların tahmini yerini temel alarak veya klinik muayeneyi yapmış olan hekimin aktardığı bilgilere dayanarak gerçekleştirilir.

Kesit seçiminden sonra kullanıcı SKA ve OGZ hesaplamaları için AGF değerini seçmelidir. AGF seçim butonu seçildiğinde ekrandaki işaretçinin ucu koordinat sisteminin orijinini gösterir. Kullanıcı, ilgi alanını (ROI, region of interest) belirlemek için farenin sol ve sağ kulakçıklarının birer kere kullanımı ile kare veya dikdörtgen şeklin çapraz köşe noktalarını işaretler. Bu çalışmada AGF, yerel ve ticari, her iki program kullanılarak, orta serebral arter (OSA)'den ölçülmüştür. AGF değeri, seçilen alanda, tüm perfüzyon görüntüleri için hesaplanmıştır. AGF bölgesinin seçiminden sonra bu bölge, toplam piksel sayısı ve x ve y yönlerinde bölgenin büyüklüğü gibi ROI özellikleri ile beraber grafikte gösterilir. Bu fonksiyon, kullanıcının araştırması için en uygun AGF grafiğini seçebilmesi için sürekli bir modda çalıştırılabilir.

AGF fonksiyonunu seçtikten sonra kullanıcı, beyin-kemik arayüzünden kaynaklanan artefaktları elimine etmek

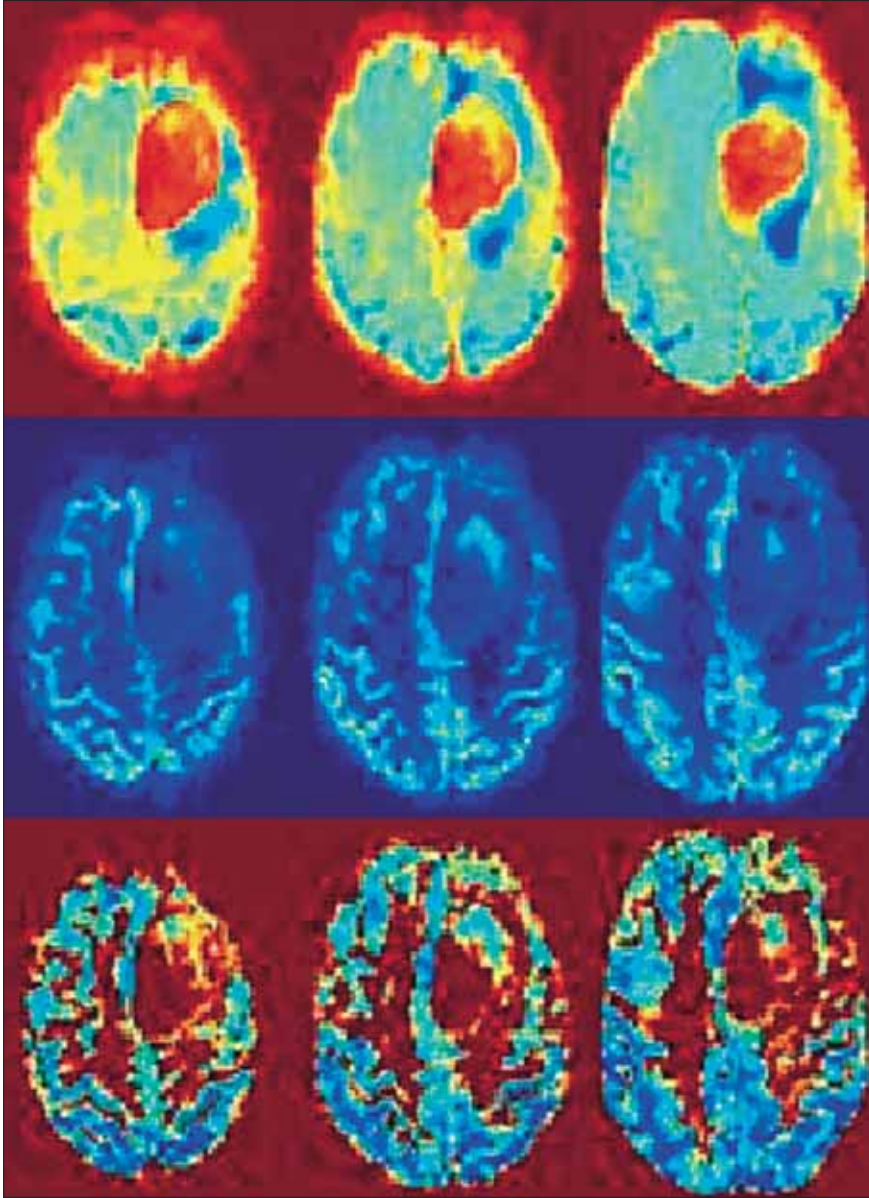
için beyin parenkiminin sınırlarını işaretlemelidir. Bu, şekilden bağımsız olarak, beyin parenkimi konturunu elle çizmek yoluyla yapılabilir. Daha sonra bu kontur, aynı bölgedeki diğer kesitlere otomatik olarak kopyalanır, böylece her kesitin ayrı ayrı seçilmesi gerekmez.

Program, bu üç adımda söz konusu girdileri elde ettikten sonra diğer hesaplamalara hazırdır. "Başla" butonu seçilerek istenen her kesit için SKA, SKH ve OGZ sonuçlarının tümü bir kaç dakikada hazırlanır ve kullanıcı bu esnada metin mesajından hesaplamaların yüzde kaçının kaldığını izleyebilir. Program, sonuçların gösterimi için farklı renk kodlu harita seçenekleri sunar. Bu çalışmada, maviden kırmızıya, cam göbeği, sarı ve turuncu gibi renkleri içeren, geniş bantları gösterebilen, 64 eleman kullanan ve böylece ticari programla karşılaştırmalı sonuçlar elde etmeyi sağlayan "jet renk haritası" tercih edilmiştir.

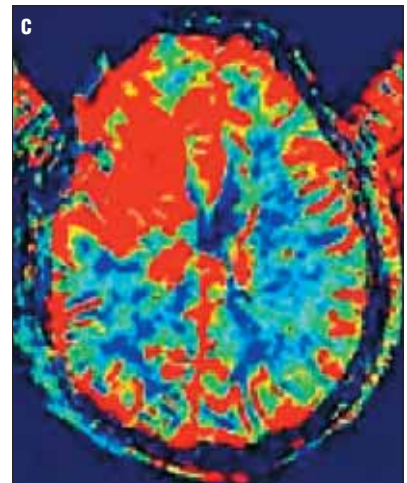
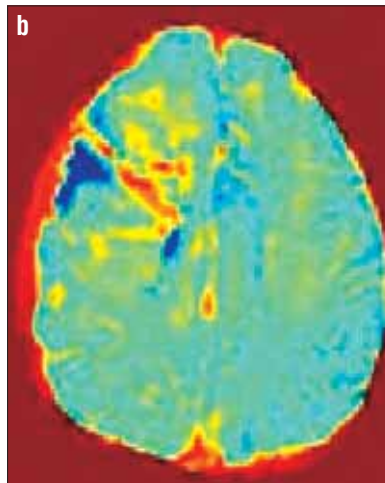
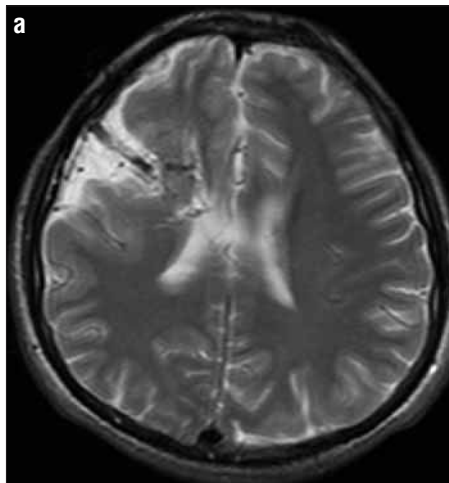
İstenen matematiksel değerler, yukarıda anlatıldığı gibi bölge seçimi yaparak, herhangi bir dikdörtgen veya kare alanda, tüm renk kodlu haritalarda elde edilebilir. Bölgenin aynı özellikleri, x ve y yönlerinde, ROI özellikleri tablosundan da izlenebilir. Diğer geniş kullanımlı ticari programlarla uyum bakımından sonuçlar, hasta görüntülerinin bulunduğu aynı dosyalarda, diğer görüntü formatlarında da (JPEG, TIFF, veya DICOM) kaydedilebilir.

Haritaların değerlendirilmesi

Yirmi hastanın PW-MR verileri geliştirdiğimiz yerel yazılım ve klinikte günlük kullanımda olan ticari programın her ikisince işlendi. Her hastadan elde edilen renkli haritalar ayrı ayrı, iki eğitimli nöroradyolog tarafından ve daha sonra fikirbirliği sağlanarak görsel olarak denetlendi. Değerlendirilenler tarafından iki farklı özellik derecelendirildi; bunlar, özellikle normal perfüzyonla parenkime bitişik anomalilerin tanımlanması bakımından "anormal bölgenin seçilebilirliği" ve kemik ve yumuşak doku arayüzündeki "artefaktlar" idi. Değerlendirilenler



Şekil 2. Hasta No: 17. Dev parafalsin meninjiom. rSKH (üstteki seri), rSKA (ortadaki seri) ve rOGZ (alttaki seri) haritalarının üç kesitinin tümü görülmektedir. Kitlede yüksek kan hacmi ve uzun süreli OGZ'li orta şiddette kan akımı vardır.



Şekil 3. a-c. Hasta No: 1. Kortikal displazi ile eşlik eden dev gelişimsel venöz anomali olan bir hastanın rSKH haritası. **a.** DVA ve kortikal displazi gösteren T2 ağırlıklı transvers görüntü. Yukarıda **(b)**, yerel yazılımdan elde edilmiş rSKH haritası; altta **(c)**, ticari yazılımın verdiği rSKH haritası sunulmuştur.

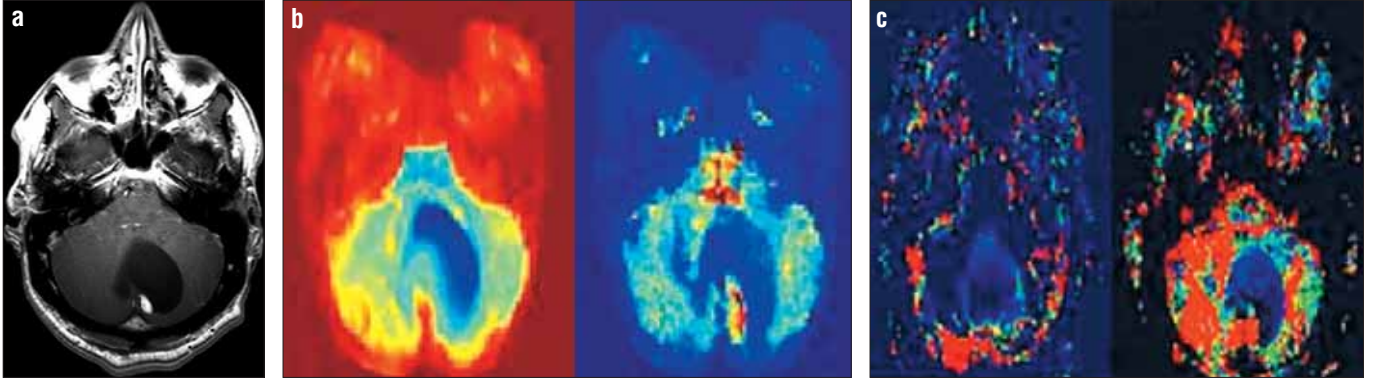
Tablo 1'de açıklandığı gibi her iki değerlendirme kategorisi için 1 ile 4 aralığında birer seçim yaptılar. Programımızın performansını daha iyi deneyebilmek için, çeşitli hastalıkları olan hastalar üzerine çalışıldı.

Bulgular

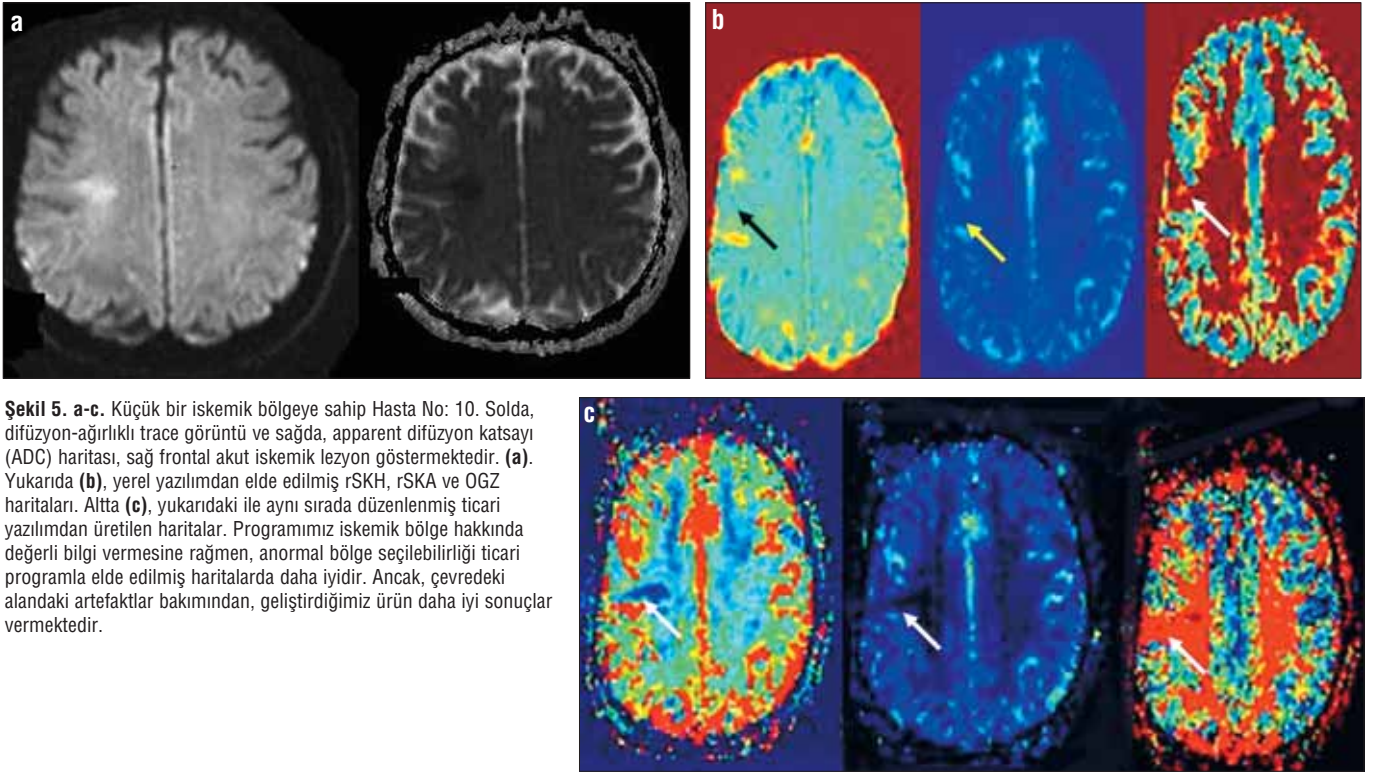
Gelişimsel venöz anomali olan bir hasta ile diğer vasküler hastalık bulguları olan (infarkt, Moyamoya hastalığı, stenoz, akut iskemi) 9 hasta ve beyin tümörü olan 10 hasta incelendi. Tablo 2 patolojileri ve/veya bu hastaların üzerine araştırma yapılmasıyla ilgili gerekçeleri göstermektedir. Nöroradyologlardan elde edilen değerlendirme sonuçları Tablo 3'te özetlenmiştir. Örneğin, bir hastaya ait (Hasta 17) her üç serinin tüm sonuçları Şekil 2'de gösterilmektedir. Yerel ve ticari yazılımların verdiği sonuçların farklı örnekleri Şekil 3 - Şekil 7 arasında sunulmuştur.

Anormal bölgenin seçilebilirliği, hasta tetkiklerinin %38'inde (23) her iki yazılım programında eşit derecede yeterli iken, olguların %23'ünde (14) yerel yazılımımız daha başarılı, %31'inde (19) ise ticari yazılım daha üstün sonuç vermiştir. Sonuçların %6'sı (4) her iki yazılımda da yetersiz bulunmuştur.

İkinci kriter olan, kemik-beyin arayüz kenarlarından kaynaklanan artefaktların elimine edilmesi konusunda her olguda yerel yazılımımız %100



Şekil 4. a-c. Hasta No: 12. Mural nodüllü kistik kitlenin contrast T1-ağırlıklı transvers görüntü (a). Kitlenin, yukarıdakine karşılık gelen rSKH ve rSKA haritaları (yerel yazılım) (b), ve altta ticari yazılım haritaları (c). Şekil 4 b'de mural nodülü daha açık gösteren, yerel yazılımdan elde edilmiş haritalar ve beyin parankimi ve kemik arayüzündeki azaltılmış artefaktlar görülmektedir. Kitle histopatolojik olarak hemanjioblastom tanısı almıştır.



Şekil 5. a-c. Küçük bir iskemik bölgeye sahip Hasta No: 10. Solda, difüzyon-ağırlıklı trace görüntü ve sağda, apparent difüzyon katsayı (ADC) haritası, sağ frontal akut iskemik lezyon göstermektedir. (a). Yukarıda (b), yerel yazılımdan elde edilmiş rSKH, rSKA ve OGZ haritaları. Altta (c), yukarıdaki ile aynı sırada düzenlenmiş ticari yazılımdan üretilen haritalar. Programımız iskemik bölge hakkında değerli bilgi vermesine rağmen, anormal bölge seçilebilirliği ticari programla elde edilmiş haritalarda daha iyidir. Ancak, çevredeki alandaki artefaktlar bakımından, geliştirdiğimiz ürün daha iyi sonuçlar vermektedir.

başarılı olmuştur. Elbette hesaplamaların başında beyin parankiminin seçilmesi bu sonuca olumlu yönde etki etmiştir.

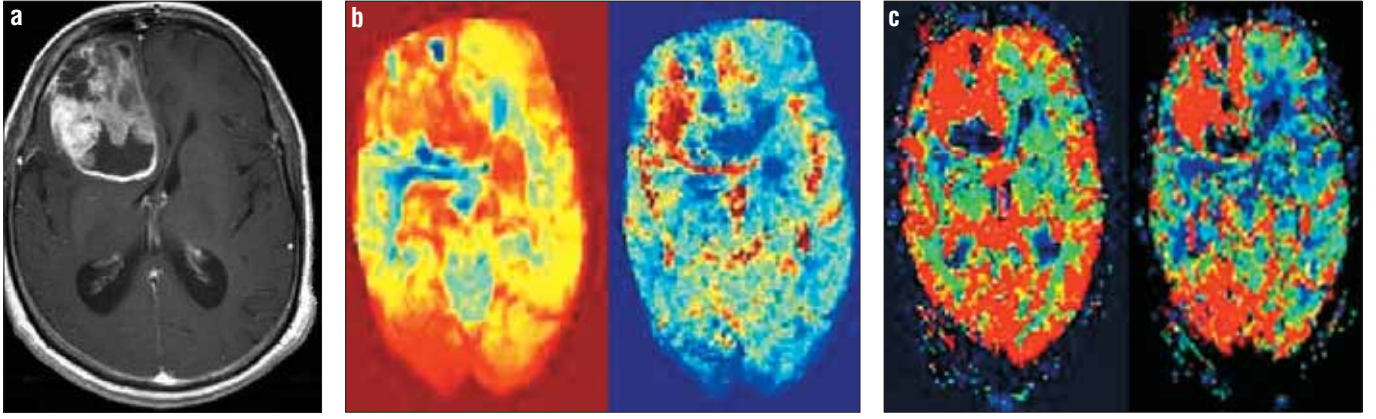
Tartışma

Perfüzyon, birim zamanda belirli bir miktar dokudan geçen kan hacmi olarak tanımlanır. Serebral perfüzyon ise kandaki kararlı durumdaki oksijenin kapiller yoluyla serebral dokuya iletimidir. Serebral doku bu metabolik ihtiyaçları perfüzyon yoluyla karşılayabileceği için, dokunun perfüzyon du-

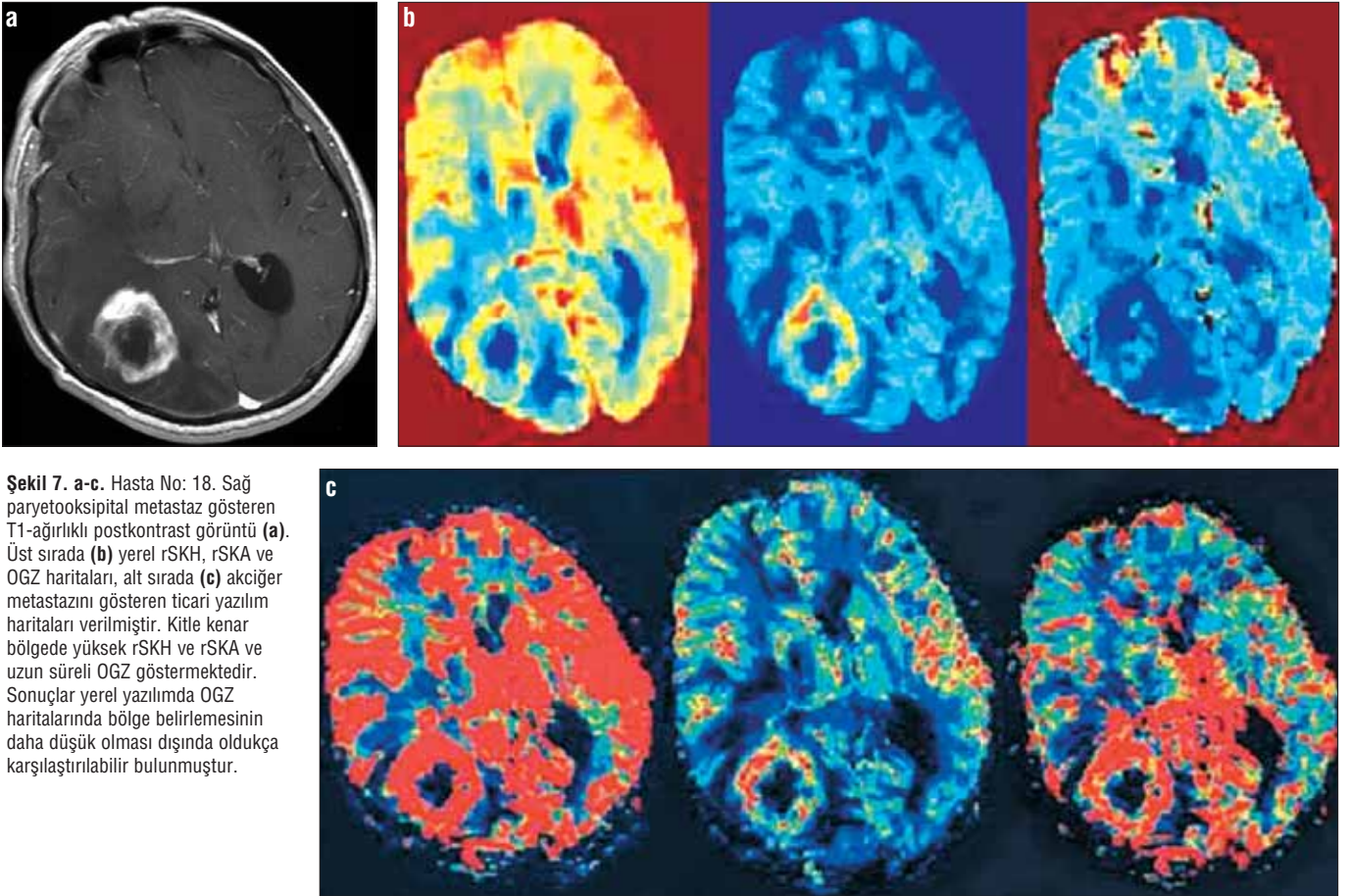
rumunun belirlenmesi, bu dokudaki metabolik faaliyet hakkında dolaylı bir ölçü verebilir. Fizyolojik olarak bu değer bir yetişkin beyninde 40-60 ml/100g/dakika aralığında olmalıdır (15). Düşük perfüzyon hücresel iskemiyeye neden olabilirken, yüksek perfüzyon bazı tümörler gibi hipervasküler lezyonlarla bağlantılı olabilmektedir (9). MR üzerine ilk PA-MR uygulamasından bu yana ilgi, beyin parankimi perfüzyonunda değişikliğe neden olan çeşitli hastalıklar üzerine yoğunlaşmıştır ki risk altındaki dokunun belirlendiği akut inme de buna dahildir

(16). Bu süre boyunca perfüzyon hesaplamalarının altın standardı pozitron emisyon tomografi (PET) olarak kalmıştır (17). Ancak, PET sınırlı sayıda enstitüde kullanımda olup, uzun bir tarama süresi ve tekrarlı arteriyel kan örnekleme gerektirmektedir (18). Cihazların kolay ulaşılabilirliği, kısa sonuç alım süresi ve iyileştirilmiş morfolojik veri sağlayan yüksek çözünürlüğü dolayısıyla MR, birçok hastalıkta PET ve SPECT'le karşılaştırıldığında, doku perfüzyonu incelemelerinde üstünlüklere sahip bulunmuştur (19).

PA-MR verilerinin kalifiye edilmesi



Şekil 6. a-c. Hasta No: 14. Sağ frontal gliyoblastoma multiformeyi gösteren, kontrast sonrası T1-ağırlıklı transvers görüntü (a). Kitlenin yerel yazılımdan elde edilmiş ilgili rSKH ve rSKA haritaları (b) ve ticari yazılımın verdiği haritalar (c). Şekil 6-b'deki bir kaç artefakt haricinde sonuçlar, oldukça karşılaştırılabilir bulunmuştur.



Şekil 7. a-c. Hasta No: 18. Sağ paryetooksipital metastaz gösteren T1-ağırlıklı postkontrast görüntü (a). Üst sırada (b) yerel rSKH, rSKA ve OGZ haritaları, alt sırada (c) akciğer metastazını gösteren ticari yazılım haritaları verilmiştir. Kitle kenar bölgede yüksek rSKH ve rSKA ve uzun süreli OGZ göstermektedir. Sonuçlar yerel yazılımda OGZ haritalarında bölge belirlemesinin daha düşük olması dışında oldukça karşılaştırılabilir bulunmuştur.

ve rölatif ölçümüne hizmet eden ticari yazılım programları bulunmaktadır. Ancak, bu ürünler pahalı olup, hekimlerin özel ilgi ve ihtiyaçlarına karşılık verebilecek değişikliklerin uygulanmasında esnek değillerdir. Bunun sonucu olarak, bu alanda yerel programların geliştirilmesi üzerine birçok araştırma yapılmaktadır (5, 6, 20). Bizim geliştirdiğimiz yazılım, hem teknis-

yenler hem de hekimler tarafından kullanılabilir basitlikte olmasına rağmen, MR cihazları ile tam entegrasyon gerektirmektedir. Bununla beraber, özel ihtiyaçlara göre değişiklik yapabilmeye esnekliği, sonuçların hızlı hesaplanması ve ROI'ler üzerine matematiksel bilgi sunumu da önem taşıyan özellikleridir.

Bu çalışmada, toplam yüzde değer-

lerinin istatistiksel olarak sunulması yerine, kriterlerin ayrı ayrı değerlendirilmesini tercih ettik. Anormal alanın seçilebilirliği karşılaştırmasına göre programımızın verdiği başarılı sonuçlar toplam sonuçların %61 (%23+%38)'ini kapsamaktadır, %23'ü ise daha iyi sonuçlar vermektedir. Yararlı ve uygulanabilir sonuçlar açısından programımız, perfüzyon parametrele-

rinin haritalarının oluşturulmasında %96 başarı sağlamıştır (her iki programın verdiği kötü sonuç %4). İkinci kriter olan artefaktlar söz konusu olduğunda, programımız ticari olan üzerinde üstünlük göstermiştir ve büyük avantaj katmıştır. Programımızdan, perfüzyon parametresi sonuçlarının %100'ünde daha açık ve uygun sonuçlar elde edilmiştir. Radyolojik çalışmanın doğrudan doğruya görüntü kalitesine bağlı olduğu düşünüldüğünde, bu özelliğin, radyologların teşhisleri üzerinde önemli bir etkisi olduğu görülecektir.

Önceki çalışmamız, SKH ve OGZ ve maksimuma ulaşma süresi (time-to-peak) üzerine idi. Bu çalışmanın dezavantajları, AGF değerinin belirlenmemesi, SKA haritalandırma eksikliği ve tek bir kesit üzerine çalışabilme idi (7, 8). Son çalışmamızla geliştirilen program ise, önceki çalışmamızda karşılaştığımız problemleri aşmamızı sağlamıştır. Burada üç kesitli bir değerlendirme raporu sunmamıza rağmen programımız, açık kaynak kodundan yararlanarak küçük bir değişikliklerle tüm beyin değerlendirmesini gerçekleştirme yeteneğine sahiptir.

AGF'nin yerine getirilmesi bu çalışmada karşılaşılan diğer bir zorluktu. Arteriyel konsantrasyondan doku konsantrasyonunu ayırt etmek için ilgilenilen dokuyu besleyen arterlerin sinyal tepkisinin ölçüm gerekliliği AGF ölçümünü kaçınılmaz hale getirmiştir. Gerçek bir arteriyel kan örnekleme yapılmadığı için kontrast maddenin konsantrasyonunun tahmini PA-MR çalışmalarının en zor hususlarından biridir. AGF sinyali, kan gadolinium konsantrasyonu ile gerçek doğrusal bir ilişki içinde olmalıdır ve söz konusu dokunun hemen beslenmesi için arter girdisine oranla minimal dağılım ve gecikme ile ölçülmelidir. Yüksek sinyal-gürültü oranı, gerçek sinyal doğrusallığı, uzaysal çözünürlük, sinyal homojenitesi, doku eğrisi ile aynı skalada olma, minimal dağılım ve gecikme, AGF'nin belirlenmesi için bazı gerekliliklerdir. Çalışılan çeşitli AGF görüntüleme yöntemlerinin her biri, diğerleri üzerinde avantajlara ve deza-

vantajlara sahiptir. Uzaysal olarak arteriyel lümeni çözme yeteneği, inter-nal karotid arter (İKA) veya orta serebral arter (OSA) gibi daha geniş arterlerin kullanımı ile iyileştirilmiştir. Ancak, daha küçük bir arterden örneklenen AGF daha az dağılım ve gecikmeye sahip olabilmektedir (21).

PA-MR ile ilgili bir diğer nokta, rölatif kan hacmi ve kan akımı miktarlarını vermesidir. Aynı bölgenin karşı hemisferdeki hastalısız serebral doku incelendiğinde bu parametrelerin rölatif ölçümleri ile ilgili bir fikir edinilebilir. Bu çalışmada bu değerlerin oranlarını ölçmedik, çünkü hastalıklarda dokunun perfüzyon durumunda ne gibi değişiklikler olduğunu açıklamayı değil, yerel yazılımımızın fizibilitesini görmeyi hedefledik.

Program çalışırken kullanıcıya titizlikle talimatlar veren, kolay kullanımlı bir grafik arayüz geliştirilmiştir. Kolay kullanım, PA-MR veri analizini gerçekleştiren hekimin verilerin elde edilmesinden sonra değerlendirme anında orada bulunmaması halinde özellikle önem kazanır. Bu nedenle, bilgisayar kullanımına alışkın herhangi bir personel verileri analiz edebilecektir.

Sübjektif eşik değerinin belirlenmesine daha az hassaslık göstermesi ve halihazırda tanınan belirli renk kodlu haritalarla perfüzyon haritalarındaki renklerin standardize edilmesi, programımızın PA-MR veri analizine kattığı diğer avantajlardır. Yöntemler bölümünde önceden açıklandığı gibi kullanıcılar, görüntü işleme prosedürü süresince metin mesajlarla adım adım yönlendirilir. Bu, kullanıcıların kısa süreli bir eğitimle programa hızlı adaptasyonunu sağlar.

Bu çalışmada, beyin parenkimi ve kemik arayüzündeki artefaktların değerlendirilmesi sonucunda, yerel yazılımımızın artefaktların çoğunu elimine ettiği ve her olguda daha açık görüntü verdiği ortaya çıkmıştır. Bu, programımızla beyin konturlarını belirleme yeteneği sayesinde elde edilmiş bir başarıdır.

Bu yazılımın kullanımını sınırlayan başlıca zayıflığı, MR cihazıyla tam

entegrasyonunun henüz tamamlanmamış olmasıdır. Görüntüleri diğer bir bilgisayar ortamına aktarma ihtiyacı kullanımını nisbeten sınırlamakta ve veri alımı ile sonuç haritalarının elde edilmesi arasında geçen süreyi artırmaktadır. Ancak, cihazın yanındaki veya uzak bir konumdaki bir bilgisayara aktarıldıktan sonra üç kesitin analizi için gerekli toplam süre yaklaşık 3 dakikadır ki bu da ticari bir yazılımın yapabildiğinden daha uzun değildir.

Özetlemek gerekirse, yerel programımız kullanım kolaylığı olan ve çoklukla kullanılan bir ticari yazılımla karşılaştırmalı sonuçlar üreten bir programdır. Sonuç olarak, programımızın daha kesin doğrulanması için, farklı kategorilerdeki hastalıklar ve daha geniş bir hasta popülasyonu üzerinde denenmesi ve daha sonra bu sonuçların diğer ticari yazılım programlarından elde edilen sonuçlarla da karşılaştırılması gerekliliğine inanmaktayız.

MULTISLICE MAPPING AND QUANTIFICATION OF BRAIN PERFUSION MR IMAGING DATA: A COMPARATIVE STUDY OF HOMEMADE AND COMMERCIAL SOFTWARE

PURPOSE: We developed a homemade computer program for analysis of perfusion weighted MR imaging (PW-MRI) data in order to produce colored multislice rCBV, rCBF, and MTT maps. We then compared those maps with others produced by a commercially available program, obtained from the same PW-MRI data, to determine the feasibility of using our program in clinical practice.

MATERIALS AND METHODS: Studies of 20 patients were performed on a high field MR scanner. Imaging protocol consisted of perfusion study (EPI, TR/TE: 1430/46 msec, 10 mm gap, matrix: 128x128, FOV: 240 cm, NEX: 1). Twenty ml of Gd-DTPA was administered at a rate of 4-5 ml/sec beginning at the 5th acquisition of 50 dynamic series. MATLAB software was used for writing codes of both mathematical equations and the graphical user interface. All images were in DICOM standard. For validation of the results, all maps were compared with another commercially available program, which is widely being used in daily practice, and was installed on the MR scanner. Ability to define the lesion contours and extension, and artifacts at the bone-soft tissue interface were the criteria used for statistical evaluation.

RESULTS: Field definition was equally good in 38% of the patient scans for both software programs; our homemade software was better in 23% of the cases and the commercial software was better in 31%. In 6% of the results, either software program was not sufficient. For the elimination of artifacts, our homemade software was 100% successful in every case.

CONCLUSION: Our homemade program is a user friendly one that gives comparable results with those of a commonly used commercial one. However, this program should be tested with different categories of diseases and a larger patient population and then compared with different commercial software programs to be validated more clearly.

Key words: • brain mapping • perfusion • brain • magnetic resonance imaging

Diagn Interv Radiol 2005; 11:182-188

Kaynaklar

1. Calamante F, Thomas DL, Pell GS, Wiersma J, Turner R. Measuring cerebral blood flow using magnetic resonance imaging techniques. *J Cereb Blood Flow Metab* 1999; 19:701-735.
2. Barbier EL, Lamalle L, Decors M. Methodology of brain perfusion imaging. *J Magn Reson Imaging* 2001; 13: 496-500.
3. Edelman RR, Siewert B, Darby DG, Thangaraj V, Nobre AC, Mesulam MM. Qualitative mapping of cerebral blood-flow and functional localization with echo-planar MR imaging and signal targeting with alternating radio-frequency. *Radiology* 1994; 192:513-520.
4. Restrepo L, Wityk RJ, Grega MA, et al. Diffusion and perfusion-weighted magnetic resonance imaging of the brain before and after coronary artery bypass grafting surgery. *Stroke* 2002; 33:2909-2915.
5. Tsushima Y, Funabasama S, Sanada S, Aoki J, Endo K. Perfusion changes of hepatic parenchyma due to infectious hepatobiliary disease: demonstration by perfusion CT. *Comput Med Imaging Graph* 2003; 27:289-291.
6. Yoshiura T, Mihara F, Kuwabara Y, et al. MR relative cerebral blood flow mapping of Alzheimer disease: correlation with Tc-99m HMPAO SPECT. *Acad Radiol* 2002; 9:1383-1387.
7. Arioz U, Oguz KK, Baysal U, Cila A. Implementation of a home-made software for quantitative evaluation of perfusion MR imaging. *Neuroradiology* 2003; S45:S48-S49.
8. Arioz U, Oguz KK, Baysal U, Cila A. Implementation of a home-made software for quantitative evaluation of cerebral perfusion parameters' maps from 3T MR system. *Workshop on Quantitative Cerebral Perfusion Imaging Using MRI: A Technical Perspective* 2004; 185-186, Venice, Italy.
9. Reimer P, Puskas Z, Starck P. How to PW-MRI. *Rivista di Neuroradiologia* 2003; Supp2, 16:63-66.
10. Siegal T, Rubinstein R, Tzuk-Shina T, Gormori JM. Utility of relative CBV mapping derived from perfusion MRI in the routine follow up of brain tumors. *J Neurosurg* 1997; 86:22-27.
11. Gobbel GT, Fike JR. A deconvolution method for evaluating indicator-dilution curves. *Phys Med Biol* 1994; 39:1833-1854.
12. Rosen BR, Belliveau JW, Vevea JM, Brady TJ. Perfusion imaging with NMR contrast agents. *Magn Reson Med* 1990; 14:249-265.
13. Perkiö JP, Aronen HJ, Kangasmaki A, et al. Evaluation of four postprocessing methods for determination of cerebral blood volume and mean transit time by dynamic contrast imaging. *Magn Reson Med* 2002; 47:973-981.
14. Stewart GN. Researches on the circulation time in organs and on the influences, which affect it. *J Physiology* 1894; 15:1-89.
15. Bell BA. A history of the study of the cerebral circulation and the measurements of cerebral blood flow. *Neurosurgery* 1984; 114:238-246.
16. Le Bihan D., Breton E. MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986; 161:401-407.
17. Baron JC, Frackowiak RSJ. Use of PET methods for measurement of cerebral energy metabolism and hemodynamics in cerebrovascular disease. *J Cereb Blood Flow Metab* 1989; 9:723-742.
18. Frackowiak R. *PET Cerebral Blood Flow Investigation of Stroke*. San Diego: Academic Press, 1997; 636-640.
19. Siegal T, Rubinstein R, Tzuk-Shina T, Gormori JM. Utility of relative cerebral blood volume mapping derived from perfusion magnetic resonance imaging in the routine follow-up of brain tumors. *J Neurosurg* 1997; 86:22-27.
20. Hacklander T, Reichenbach JR, Weule J, Mödder U. An efficient and robust PC program to calculate MR based regional cerebral blood volume maps. *Comput Med Imaging Graph* 1997; 21:51-62.
21. Conturo TE, Akbudak E, Kotys MS, Markham J. Arterial input functions for dynamic susceptibility contrast MRI: requirements and signal options. *Workshop on Quantitative Cerebral Perfusion Imaging Using MRI: A Technical Perspective*. Venice, Italy, March 2004.