

Dinamik kontrastlı beyin perfüzyon görüntüleme: teknik prensipler, tuzak ve sorunlar

Fatma Gül Aksoy, Hasan Yerli

F. G. Aksoy (E)
Ankara Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyodiagnostik
Bölümü, Ankara

H. Yerli,
Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı,
Ankara

Bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) teknikleri, doku anatomisini betimlemedeki ve baş-boyun patolojilerini saptamadaki duyarlılıklarına rağmen doku içerisindeki fizyolojik değişiklikleri gösteremezler. İntravenöz (İV) kontrast madde kullanılması hem MRG hem de BT görüntülemenin duyarlılığını ve özgüllüğünü arttırmakla beraber seyrek olmayarak tümör, enfeksiyon, inflamasyon ve infarktlar, kontrastlı-kontrastsız görüntülerde benzer görünümlere sahip olabilirler. Kontrast öncesi ve kontrast sonrası yapılan geleneksel MRG ve BT görüntüleme ile geri dönüşümsüz infarktlı beyin dokusu infarkt için risk altında olan iskemik beyin dokusundan (penumbra) ayırt edilemez (1,2). Geleneksel BT ve MRG ile nöks beyin tümörünün radyoterapiye bağlı gelişen nekrozdan ayırımı da kesin olarak yapılamaz.

Son yıllarda, fizyolojik görüntüleme teknikleri, geleneksel MRG ve BT görüntülemenin yukarıda belirtilen sınırlamaları ve bazı klinik sorunlara getirebileceği çözüm potansiyeli nedeniyle araştırmacılar için ilgi çekici bir alan durumuna gelmiştir (3,5). Bu fonksiyonel görüntüleme modaliteleri arasında doku kan akım dinamiği hakkında bilgi veren perfüzyon görüntüleme, mikroskopik su hareketinin difüzyon görüntülenmesi ve dokulardaki biyokimyasal süreçlerin doğrudan görüntülenmesi (MR spektroskopisi) yer alır. Perfüzyon görüntüleme parankimal bölgede dağılan kanın kararlı durumunu ölçer. Böylece perfüzyon yalnızca kan akımının hızı ya da hacmine bağlı değildir; dokunun kapiller yatağının yapısı da perfüzyonu etkiler. Perfüzyon görüntülemeye kantitatif hesaplamalar, kanın perfüzyon alanına giriş ve çıkışına dayanılarak iki ana matematiksel yöntem ile yapılır. Bunlardan ilki xenon ile uygulanan BT perfüzyon (BTP) ve pozitron emisyon tomografi (PET) görüntülemeye uygulanan "diffusible tracer" modelidir. Xenon BTP tekniğinde görüntüleme, kanda ve beyin parankiminde difüzyona uğrayan xenon gazının kararlı durum dengesine ulaşması esasına dayanır (6). İkinci yöntem olan "tracer kinetic" modeli manyetik rezonans perfüzyon (MRP) ve BTP görüntülemeye uygulanır. Bu modelde perfüzyon ölçüm için "tracer" (ya eksojen kontrast madde verilmesi ya da endojen işaretlenmiş arteriyel spinler ile) kullanılır. Bunlar dokudaki seyirleri boyunca metabolize ya da absorbe olmazlar. Ancak MRP'de eksojen olarak uygulanan kontrast maddelerin bazıları (döteryum oksid, triflorometan) difüzyona uğrarken bazıları (gadopentetat dimeglumin gibi) uğramaz. Diffüze olabilen döteryum oksid ve triflorometan pahalı olmaları ve yetersiz sinyal-gürültü oranı nedeniyle yaygın kullanım

alanı bulamamıştır (7). Tracer kinetik modelde "tracer" in doku kapiller yatağına ilk geçişi takip edilir ve analizi yapılır.

Single-foton emisyon tomografi (SPECT) ve MRG yoluyla kantitatif akım değerlerinin elde edilmesinde maliyet, elde edilebilirlik ve tekniğin uygulama gücü, perfüzyon görüntülemenin geniş klinik uygulamalarında çözüm bekleyen sorunlar olarak görülmektedir (8,9). BT kullanılarak yapılan serebral perfüzyon görüntülemenin in vivo sonuçları kolay ulaşılabilirliği avantajı ile ümit verici bir yöntemdir (1,10). Bu makale çoğunlukla tracer kinetik modelin perfüzyon görüntülemesinde uygulanımıyla ilgilidir.

Perfüzyon görüntülemenin teknik prensipleri ve perfüzyon parametreleri

BTP ve MRP teknikleri, büyük damar akımlarını saptayan MR ve BT anjiyografinin aksine mikroskopik doku düzeyindeki kan akımına duyarlıdır (11). Serebral kan hacmi [cerebral blood volume (CBV)] incelenen beyin bölgesindeki kanın toplam hacmi olarak tanımlanır (1). CBV, 100 gram beyin dokusundaki kanın mililitre cinsinden ifadesidir (ml/100 g). CBV haritaları konsantrasyon – zaman eğrilerinin altında kalan alanın matematik integrasyonu ile elde edilir. Dokudaki kapiller akımı gösteren serebral kan akımı [cerebral blood flow (CBF)], birim zamanda, incelenen beyin bölgesinde akan kanın hacmidir. CBF, bir dakikada 100 gram beyin dokusundaki kanın mililitre cinsinden ifadesidir (ml/100 g/dk). Normal CBF bir dakikada yaklaşık 50 – 60 mililitreden daha büyüktür. CBF'nin 10-12 ml'nin altına inmesinin hücre membranında yetmezliğe ve hücre ölümüne sebep olduğuna inanılmaktadır (1). Beyindeki normal kan akımı, tipik olarak vazodilatasyon ve artmış oksijen ekstraksiyonunun majör rol oynadığı serebral otoregülasyonla sürdürülür. Ortalama geçiş zamanı [mean transit time (MTT)], beyin parankimi boyunca akan kanın arterden girişi ile

venden çıkışı arasında katettiği mesafe ile ilgilidir. MTT incelenen beyin bölgesinde kanın ortalama geçiş zamanı olarak tanımlanabilir. Matematiksel olarak ortalama geçiş zamanı hem CBV hem de CBF ile ilişkilidir. Bu ilişki aşağıdaki şekilde formülize edilir (12,13):

$$MTT = CBV / CBF$$

MTT dolaşımın arteryel tarafından venöz tarafına geçiş için gerekli süre olarak da düşünülebilir. Kanın ortalama geçiş süresi saniyelerle ifade edilir.

BTP ve MRP görüntüleme, kontrast ajanın damar içi uygulanımından sonra beyin dokusu kapiller yatağı boyunca seyri sırasında ardışık görüntüler alınması esasına dayanır. Perfüzyon haritaları elde etmek için iki matematiksel yöntem kullanılır. Bunlardan bir tanesi nondekonvolüsyon metodu, diğeri ise dekonvolüsyon metodudur. Nondekonvolüsyon metodunda kontrast ajanın bolus olarak uygulanmasından sonra beyin parankimine "region of interest" (ROI) yerleştirilir. Fick prensibine göre birim zamanda, ROI içerisindeki kontrast miktarındaki değişiklik kan akımı ile orantılıdır ve bu bölgeyi besleyen arter ile drene eden ven arasındaki konsantrasyon farkına bağlı olarak artırılabilir. Bu ilişki şu şekilde ifade edilir; $dCt(t)/dt = CBF \cdot [Ca(t) - Cv(t)]$. $Ct(t)$, zaman eğrisine karşı doku kontrast konsantrasyonudur. "Time-density curve (TDC)" (zaman-dansite eğrisi) olarak da bilinir. $Ca(t)$, besleyici arterin TDC'si, $Cv(t)$, drene edici venin TDC'sidir.

Dekonvolüsyon metodu hem kalitatif hem de kantitatif CBF bilgileri sağlar ve bu yöntem daha yavaş kontrast enjeksiyonuna izin verir. Bu metodun matematiksel ifadesi; $Ct(t) = CBF \cdot [Ca(t) \otimes R(t)]$ şeklindedir. Bu formülde $Ct(t)$, doku; $Ca(t)$ arteryel zaman dansite eğrisini gösterir. " \otimes " sembolü matematik konvolüsyon operatörüdür. $R(t)$ (impulse rezidü fonksiyon) teorik olarak beyin bölgesini besleyen arterdeki kan akımı ölçümü için kontrast maddenin bolus olarak verilmesinden sonra beklenen idealize doku

TDC'sidir. Rezidü fonksiyonun plato süresi verilen kontrast maddenin kapiller yatakta kalış süresini yansıtır. Hem $R(t)$ hem de kan akımı (CBF) dekonvolüsyon yöntemi ile hesaplanabilir. Hesaplanması için özel matematiksel algoritmalar gerektiren dekonvolüsyon yöntemi görüntü gürültüsüne (noise) son derece duyarlıdır (14). Bu yöntemle hem MRP hem de BTP görüntülemesinde CBF başarı ile hesaplanabilir (4,10,15,16).

Görüntüleme teknikleri

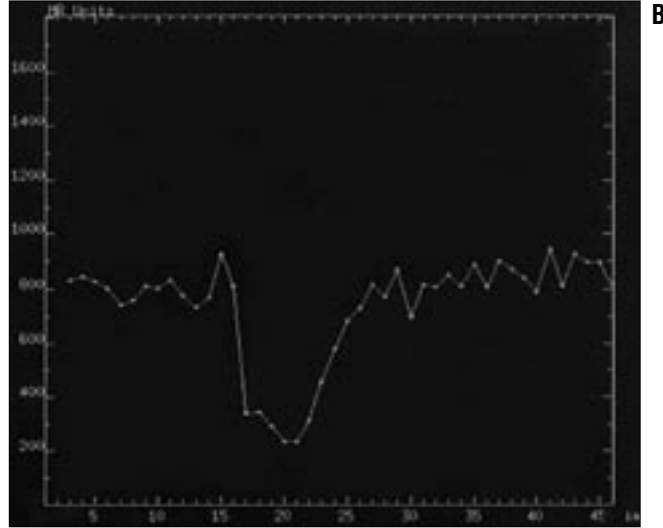
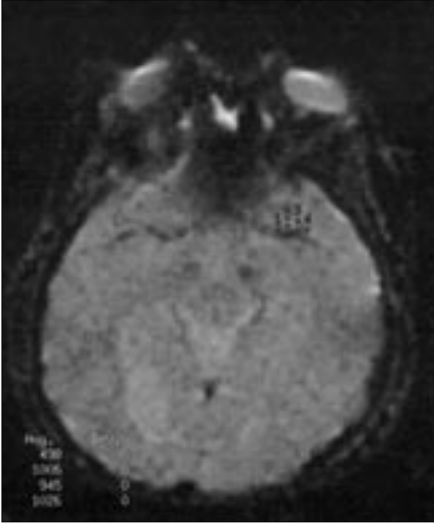
Hem MRG hem de BT görüntülemesinde başarılı perfüzyon haritaları yaratmak için yeterli kontrast madde verilmesi gerekir. Uygulama için 18-20 gauge IV (intravenöz) kateter yeterli olmaktadır. Kontrast maddenin aynı formda gönderilmesini sağlayacak güçlü bir enjektör, veri analizini yapan yazılım programı başarılı perfüzyon incelemesi için gereken diğer temel şartlardır (17). Tarayıcı yetmezliği ya da hasta hareketinin sebep olduğu artefaktların olmaması gerekir.

1. Manyetik rezonans perfüzyon teknikleri

MRP görüntülemesinde "contrast agent bolus tracking" (kontrast ajan bolus izleme) ya da "arterial spin labeling" (arteryel spin etiketleme) teknikleri kullanılabilir.

Arteryel spin etiketleme tekniği eksojen kontrast madde gerektirmez. Bu MRP tekniği TOF MR anjiyografi ile aynı prensiplere dayanır. Kırmızı kan hücreleri dokudaki kapiller yatağa girdiklerinde "inversiyon recovery" pulsaları ile yüksel sinyal üretir. Bu etki perfüzyon haritalarını yorumlamak için kullanılır. Ancak pulsların uygulanması arasında geçen süre uzundur. Böylece görüntüleme süresi uzamaktadır. Bu teknikle elde olunan perfüzyon haritaları, yetersiz sinyal-gürültü oranı, dolayısıyla düşük uzaysal çözünürlük nedeniyle geniş kullanım alanı bulamamıştır.

Kontrast ajan bolus izleme tekniği daha yaygın olarak kullanılan tekniktir. Bu teknikte gadolinyumun T1 süresini kısaltma etkisinden daha çok T2



Resim 1. A. Eko planar verilerden MR spin eko kesiti. Orta serebral arterdeki yüksek gadolinyum kontrastı belirgin T2 hipointensitesi yaratır. Orta serebral arter kenarından birkaç ROI seçilir ve zamana karşı sinyal intensite eğrisi oluşturulur. **B.** Zamana karşı sinyal intensite eğrisi. 20. saniyede 5 ml/sn hızında çift doz (0,2 mmol/kg) kontrast madde kullanarak dinamik gadolinyum enjeksiyonu başlatılır. Grafikte T2'ye sekonder negatif güçlenme etkisi, gadolinyumun T2* suseptibilite etkisi sinyal intensitesinde çentik (ok) oluşmasına neden olmaktadır.

ya da T2* suseptibilite etkilerinden faydalanılır. T2 ağırlıklı spin eko görüntüleri kontrast maddeye daha az duyarlıdır ve anlamlı bir sinyal değişikliği elde edebilmek 2-4 misli kontrast madde vermek gerekir. Bu nedenle daha çok T2* etkilerinden faydalanılır. Gadolinyum damar içerisinde geçişi esnasında T2* etkisinde azalmaya ve 0,1 mmol/kg'lık standart dozda beyaz cevherde yaklaşık %25 sinyal kaybına neden olur (17). Paramanyetik kontrast ajanın beyin dokusu yatağı içerisindeki ilk geçişi sırasında sinyalin düşmesi her voksel için zaman / yoğunluk eğrisini yaratmak için kullanılır (Resim 1). Kontrast madde damar içi aralıkta sınırlı olmakla birlikte onun suseptibilite etkisi damar duvarının ötesine de ulaşır (18). Böylelikle beyin dokusundaki her voksel için sinyal düşme derecesi hem dokudaki kapiller damarların lokal konsantrasyonlarına hem de kapiller damarlar içerisindeki gadolinyumun konsantrasyonuna bağlıdır. Manyetik alan gradyentlerini hızlıca değiştirilebilen eko-planar görüntüleme yöntemleri çok kesitli MRP bilgilerinin toplanmasını kolaylaştırır. Bu amaçla spin-eko ya da gradyent-eko sekansları kullanılır. Ancak genelde tercih edilen ekoplanar spin-eko sekanslarıdır. Çünkü bu sekans yalnızca kapiller yatak damarlarına yani mikro-

Tablo 1. Akut inmede kontrastsız BT parametreleri

kV	140
mA	170
Süre	2 sn
Kesit kalınlığı	5 mm
Gantri açısı	Orbita tavanına paralel
Kesit alanı	Verteks-C1 vertebra
SFOV	25 cm
DFOV	22 cm

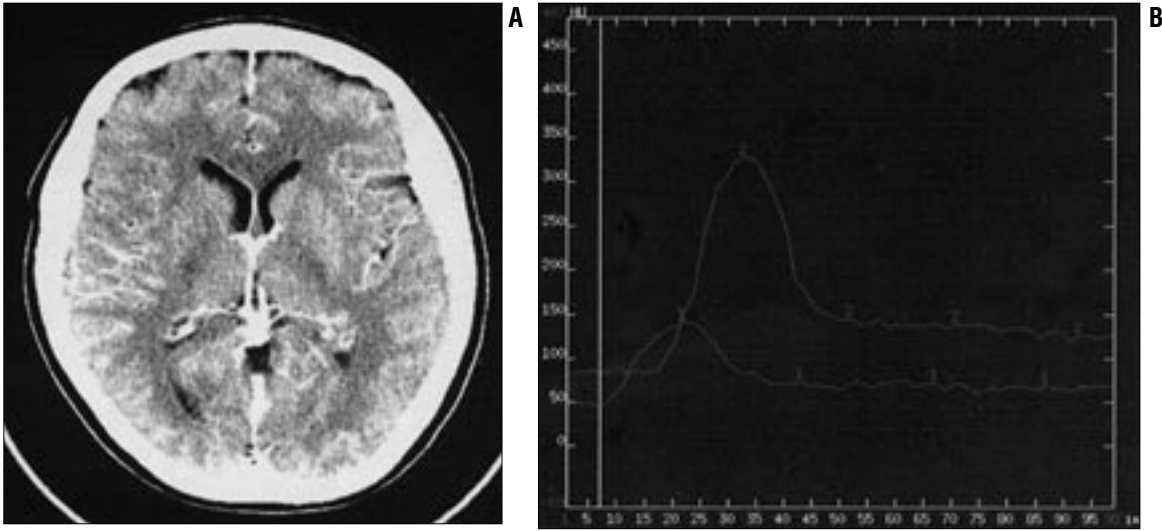
vasküler yapılara duyarlıdır. Gradient-eko sekansları ise bu alana daha az duyarlıdır (19). Bu sekanslar ile hem kapiller yatak damarları hem de daha büyük kapasiteli damarlara ait sinyaller alındığından özellikle venöz yapıların kontaminasyonu CBV'nin gerçek değerinin üstünde hesaplanmasına neden olabilir. Ayrıca gradyent-

eko sekansları manyetik suseptibilite artefaktlarına daha yatkındır. Bu artefaktlar kesit kalınlığının inceltilmesiyle azaltılabilir. Bu işlem sinyal-gürültü oranını azaltmakla beraber yine de yeterli tanısal görüntü sağlayabilir (1,7).

MR kontrast madde güçlü bir enjektörle genelde saniyede 5 ml hızla gönderilir. Damar yolunun durumuna göre bu miktar birkaç ml azaltılabilir. Dozun iki katına çıkarılması (0.2 mmol/kg) sinyal/gürültü oranını artırır. Perfüzyon parametrelerinin ölçülebilmesi için IV kontrast öncesi, kontrastın uygulanması esnasında ve kontrast sonrası ardışık kesitler alınmalıdır. Kanın kapiller yataktaki seyri esnasında ardışık görüntüler arasındaki zaman aralığı en az 1-2 saniye olmalı-

Tablo 2. Akut inmede BT anjiyografi parametreleri

kV	120-140
mA	200-220
Süre	0,8-1 sn
Kesit kalınlığı	3 mm
Pitch	1:1.3
Gantri açısı	Orbita tavanına paralel
Kesit alanı	Verteks-C1 vertebra
SFOV	25 cm
DFOV	22 cm
Gecikme süresi	25 sn
Kontrast miktarı	90 ml (300 mg/ml)
Kontrast tipi	Noniyonik, izo-ozmolar kontrast
Enjeksiyon hızı	3 ml/sn



Resim 2. A. BT perfüzyon görüntülemeye arteryel (üstteki ok) ve venöz (alttaki ok) ROI seçimi. **B.** Arteryel (1) ve venöz (2) zaman-dansite eğrileri. Bu olguda venöz zaman-dansite eğrisi piki, arteryel eğriye göre 7-8 sn gecikmiştir.

dır. Saniyede 10 görüntü hızlı bir perfüzyon incelemesi için idealdir. Kaynak görüntüler zaman-sinyal intensite eğrisini yaratmak için kullanılır ve bu daha sonra, $\Delta R2 = -\ln[S(t)/S_0] / \text{echo time}$, şeklinde formülize edilen zaman-konsantrasyon eğrisine ($\Delta R2$) dönüştürülür. $S(t)$ ve S_0 , belli bir t anındaki ve baseline anındaki sinyal intensiteleridir. $\Delta R2$ eğrileri analiz edilir ve her piksel için CBF, CBV, MTT ve "time to peak" (TTP) perfüzyon haritaları elde edilir. Kesitler arasındaki intervaller arttırılıp temporal rezolüsyon düşürülebilir. Ancak bu durumda zaman-sinyal eğrisi daha az kesinlikle elde edilir. Perfüzyon haritaları yaratabilmek için gerekli olan bilgilerin işlenmesi için uygulayıcı, kontrast maddenin ilk ulaştığı görüntü numarası ile kontrast maddenin beyin dokusu içerisindeki ilk geçişinin bittiği görüntü numarasını programa girmelidir. CBF haritalarının yorumlanması da ayrıca arteryel girdi fonksiyonu gibi uygun voksellerin uygulayıcı tarafından seçilmesini gerektirir (Resim 1). rCBV ve rCBF'yi hesaplamak için kullanılan ROI hacmi değişkendir. Düşük ROI ile yapılan ölçümün gürültü, büyük ROI ile yapılan ölçümün ise parsiyel volüm etkisi nedeniyle doğruluk değeri azalır. Bu nedenle ROI değerini lezyon hacmine göre ayarlamak gerekir. En doğru ölçümü yapmak için lezyon alanından

yapılan multipl ölçümlerle en yüksek rCBV değeri saptanmalı ve değerlendirilmelerde bu dikkate alınmalıdır (20).

MRP haritaları serebral dolaşım hakkında kalitatif bilgiler sağlar. "r" bu haritaların niteliksel (kalitatif) olduğunu ifade etmek için kullanılır (rCBV ve rCBF). CBF'nin kesin niceliksel değerleri klinikte rutin olarak kullanılmayan dekonvolüsyon yöntemi ile hesaplanabilir (21).

MR perfüzyonda tuzak ve sorunlar

1. Yöntem yüksek performanslı ve hızlı ekoplanar görüntüleme sekansları gerektirdiğinden donanım maliyeti yüksektir.

2. Teknik suseptibilite ağırlıklı olduğundan manyetik alan homojenitesini bozan kan ürünleri, kalsiyum, melanin ve metallerin varlığında, ayrıca beyin-kemik, kemik-hava ara-

yüzlerine yakın yerleşimli lezyonlarda doğru bir değerlendirme yapmak güçtür. İnhomojeniteyi ve suseptibilite artefaktlarını azaltmanın bir yolu kesit kalınlığını azaltmaktır.

3. Kalp fonksiyonundaki varyasyonlar, vasküler ya da kollateral dolaşımdaki varyasyonlar bu haritaların yorumlanmasını zorlaştırabilir.

4. Majör arteryel oklüzyon kollateral dolaşımdan dolayı $\Delta R2$ 'nin genişlemesine sebep olabilir ve CBV ile CBF'nin gerçek değerinin altında hesaplanmasına yol açabilir.

5. Temporal kemiğin ve paranasal sinüslerin sebep olduğu suseptibilite artefaktları ve kan-beyin bariyerinin bozulduğu patolojilerde (glioblastoma multiforme, menenjiom vb) damar içi aralıktan olan kontrast sızıntısı hatanın diğer potansiyel kaynaklarıdır. Fakat "postprocessing" işlemi ile sıklıkla düzeltilir.

Tablo 3. Akut inmede BT perfüzyon parametreleri

kV	80
mA	190
Süre	1 sn
Kesit kalınlığı	10 mm
Gantri açısı	Orbita tavanına paralel
Kesit alanı	Seçilmiş kesit ya da kesitler
SFOV	25 cm
DFOV	25 cm
Gecikme süresi	5 sn
Kontrast miktarı	45 ml (300 mg/ml)
Kontrast tipi	Noniyonik, izo-ozmolar kontrast
Enjeksiyon hızı	3 ml/sn

Damar dışı aralığa kontrast sızıntısı T2 ağırlıklı incelemede gadolinyumun sinyal azaltıcı etkisini önler bu da yanlış olarak düşük CBV değerlerinin oluşmasına yol açar. Bunu önlemek için görüntüleme öncesi küçük miktarda kontrast maddenin uygulanması bu sızıntılı lezyonların presatürasyonuna bu da sızıntı artefaktının (leakage) etkisinin azalmasına neden olur (2). Sızıntı etkisini azaltmak için kullanılan diğer yöntemler TR süresini arttırmak ya da T1 etkileri önemsiz olan dysprosium gibi gadolinyum içermeyen kontrast ajanlar kullanmaktır (22). Ayrıca spin işaretlemeli teknik suseptibilite etkisinden faydalanılan yöntemlerle karşılaştırıldığında, kan-beyin bariyerinin bozulduğu bölgelerde CBF'yi daha doğru olarak hesaplayabilir (23,24).

2. Bilgisayarlı tomografi perfüzyon teknikleri

Diğer görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak BT doku anatomisini ve incelenen bölgedeki dansite değişikliklerini grinin tonları şeklinde verir. Bu yöntemle büyük vasküler damarların suladığı alanların hızlı görüntülenmesi mümkündür ve ayrıca çok kesitli perfüzyon görüntülemeleri yapmak da mümkündür.

BTP yapılabilmesi için BT sistemi sine çekim yapabilme kapasitesinde olmalıdır. Sine çekim ile aynı zaman aralıklarında ve incelenen aynı kesit düzeyinden ardışık kesitler yapılabilir. BTP için gerekli olan diğer maddeler güçlü bir otomatik enjektör, non-iyonik kontrast madde ve IV uygulamaya olanak veren en az 18-20 gauge çapında intrakettir. Önce hastaya kontrastsız BT incelemesi için pozisyon verilmeli ve hasta immobilize edilmelidir.

Kaynaklar

1. Aksoy FG, Lev MH. Dynamic contrast-enhanced brain perfusion imaging: Technique and clinical applications. *Semin Ultrasound CT MRI* 2000; 21:462-477.
2. Lev M, Rosen B. Clinical applications of intracranial perfusion MR imaging. *Neuroimaging Clin North Am* 1999; 9(2):309-331.

BTP görüntüleme 45 saniye için sine modda uygulanır. Örneklem oranı sistemin yazılım ve donanımına bağlıdır. Kontrast enjeksiyon hızı arteriyel eğrinin maksimum yüksekliğe ulaşmasına yetecek kadar olmalıdır. Dekonvolüsyon metodu ile perfüzyon haritaları elde etmek için yaklaşık saniyede 4 mililitrelik bir hız oranı yeterli olmaktadır. Tek kesitten elde edilen bilgiler ile güvenli bir şekilde kantitatif yorumlamaya olanak veren CBV, CBF ve MTT haritaları elde edilebilir. "Postprocessing" işlemi, maksimum kontrast yoğunluğunun gözlemlendiği, seçilen bir intrakranyal arterin üzerine ROI'nin yerleştirilmesini gerektirir (Resim 2). Temel çizgi (baseline), arteriyel zaman-dansite eğrisinin kontrast madde uygulanımından sonra eğrinin yukarıya doğru yöneldiği bölümden önceki düz çizgi bölümüdür. Kontrast sonrası bitiş noktası (cut off) eğrinin kuyruk bölümüne karşılık gelir ve eğrinin bu bölümü resirkülasyon etkisini önlemek için gereklidir. BTP görüntülemesinde seçilen kesit düzeyi kontrastsız BT görüntülemesindeki bulgularla saptanırken bu kesitin majör intrakranyal arter içermesine de dikkat edilir. Dekonvolüsyon postprocessing tekniği kullanılarak yaratılan

perfüzyon haritaları için arteriyel giriş fonksiyonunu saptamada bu gereklidir. Akut inme için uygulanan kontrastsız BT, BT anjiyografi (BTA) ve BTP parametreleri aşağıdaki tablolarda verilmiştir (Tablo 1-3). Tablo 3'te verilen protokol herhangi bir değişiklik yapılmadan diğer klinik endikasyonlara da uygulanabilir. Multidedektör helikal BT tarayıcıları (MDHBT), son zamanlarda geliştirilen, spiral BT'ye oranla dört-sekiz kat arasında daha hızlı çalışan ayrıca tüp ısınması gibi sınırlayıcı etkilerden de yoksun olan bir modalitedir. MDHBT tarayıcılarında, perfüzyon görüntüleme protokolü bu protokollerden uyarlanabilir. MDHBT tarayıcıları ardışık kesitler alınmasına imkan sağladığından çok sayıda kesitten kantitatif CBV, CBF ve MTT haritaları elde etmek mümkündür.

Sonuç olarak konvansiyonel BT ve MRG yöntemleri ile elde edilemeyen doku hemodinamiği bilgileri BTP ve MRP yöntemleri ile elde edilebilir. Bu amaçla, uygulamada yaygın olarak kullanılan tracer kinetik modelidir. Elde edilen verileri yorumlarken karşılaşılabilecek tuzaklar göz önünde bulundurulmalıdır.

DYNAMIC CONTRAST-ENHANCED BRAIN PERFUSION IMAGING: TECHNIQUE, PITFALLS AND PROBLEMS

Conventional magnetic resonance and computed tomography imaging, despite their sensitivity in delineating tissue anatomy and detecting head and neck pathology, are nonspecific in their ability to physiologically characterize abnormal tissue. The perfusion imaging attempts to measure the steady-state delivery of blood to a given parenchymal region. In this article, the technique of magnetic resonance perfusion and computed tomographic perfusion is discussed in addition to the pitfalls and problems in the light of the latest literature and our own experience.

Key words: • perfusion weighted MRI • tomography, spiral computed • cerebrovascular accident

TURK J DIAGN INTERVENT RADIOL 2003; 9:309-314

3. Nambu K, Suzuki R, Hirakawa K. Cerebral blood flow: measurement with xenon enhanced dynamic helical CT. *Radiology* 1995; 195:53-57.
4. Leenders KL, Perani D, Lammertsma, et al. Cerebral blood flow, blood volume, and oxygen utilization: normal values and effect of age. *Brain* 1990; 113:27-47.
5. Sakai F, Kakazawa K, Tazaki Y, et al. Regional cerebral blood volume and hema-

tocrit measured in human volunteers by single-photon emission tomography. *J Cereb Blood Flow Metab* 1990; 5:207-213.

6. Rempp KA, Brix G, Wenz F, Becker CR, Guckel F, Lorenz WJ. Quantification of regional cerebral blood flow and volume with dynamic susceptibility contrast-enhanced MR imaging. *Radiology* 1994; 193:637-641.

7. Cha S, Knopp EA, Johnson G, Wetzel SG, Litt AW, Zagzag David. Intracranial mass lesions: Dynamic contrast-enhanced susceptibility-weighted echo-planar perfusion MR imaging. *Radiology* 2002; 223:11-29.
8. Villringer A, Rosen BR, Belliveau JW, et al. Dynamic imaging with lanthanide chelates in normal brain: Contrast due to magnetic susceptibility effects. *Magn Reson Med* 1988; 6:164-174.
9. Meier P, Zieler K. On the theory of the indicator-dilution method for measurement of blood flow and volume. *J Appl Physiol* 1973; 6:731-744.
10. Roberts G, Larson K. The interpretation of mean transit time measurements for multiphase tissue systems. *J Theor Biol* 1973; 39:447-475.
11. Yeung I, Lee T, Del Maestro R, Kozak R, Bennet J, Brown T. An absorptiometry method for the determination of arterial blood concentration of injected iodinated contrast agent. *Phys Med Biol* 1992; 37:1741-1758.
12. Nabavi DG, Cenic A, Dool J, et al. Quantitative assessment of cerebral hemodynamics using CT: stability, accuracy, and precision studies in dogs. *J Comput Assist Tomogr* 1999; 23(4):506-515.
13. Cenic A, Nabavi D, Craen R, Gelb A, Lee T. Dynamic CT measurement of cerebral blood flow: A validation study. *Am J Neuroradiol* 1999; 20:63-73.
14. Ostergaard L, Weiskopf RM, Chester DA, et al. High resolution of cerebral blood flow using intravascular tracer bolus passages. Part I: Mathematical Approach and Statistical Analysis. *Magn Reson Imaging* 1996; 36:715-725.
15. Sorensen A, Copen W, Ostergaard L, et al. Hyperacute stroke: Simultaneous measurement of relative cerebral blood volume, relative cerebral blood flow and mean tissue transit time. *Radiology* 1999; 210:519-527.
16. Boxerman JL, Hamberg LM, Rosen BR, Weisskoff RM. MR contrast due to intravascular magnetic susceptibility perturbations. *Magn Reson Med* 1995; 34:555-566.
17. Rosen BR, Belliveau JW, Vevea JM, Brady TJ. Perfusion imaging with NMR contrast agents. *Magn Reson Med* 1999; 14:249-265.
18. Fisel CR, Ackerman JL, Buxton RB, et al. MR contrast due to microscopically heterogeneous magnetic susceptibility: numerical simulations and applications to cerebral physiology. *Magn Reson Med* 1991; 17:336-347.
19. Wenz F, Rempp K, Hess T, et al. Effect of radiation on blood volume in low-grade astrocytomas and normal brain tissue: quantification with dynamic susceptibility contrast MR imaging. *Am J Roentgenol* 1996; 166:187-193.
20. Wetzel SG, Cha S, Johnson G, Lee P, Law M, Pierte SD, Xue X. Relative cerebral blood volume measurements in intracranial mass lesions: Interobserver and intraobserver reproducibility study. *Radiology* 2002; 224:797-803.
21. Lev MH, Schaefer PW, Barest GD, et al. Radiation necrosis or glioma recurrence?: Magnetic resonance relative cerebral blood volume imaging in proton beam treated patients. In: *Proceedings of the 83rd Scientific Assembly and Annual Meeting of the Radiological Society of North America*, Chicago, IL, 1997; 108.
22. Edelman RR, Siewert B, Darby DG, et al. Qualitative mapping of cerebral blood flow and functional localization with echo-planar MR imaging and signal targeting with alternating radiofrequency. *Radiology* 1994; 192:513-520.
23. Kwong KK, Chesler DA, Weisskoff RM, et al. MR perfusion studies with T1 weighted echo planar imaging. *Magn Reson Med* 1995; 34:878-887.
24. Powers WJ, Grubb RL, Darriet D, et al. Cerebral blood flow and cerebral metabolic rate of oxygen requirements for cerebral functions and viability in man. *J Cereb Blood Flow Metab* 1985; 5:600-608.