

İskemik İnmede BT ve MR Perfüzyon Teknikleri

Ekim Gümeler , Şafak Parlak 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Beyin perfüzyon BT tekniği, potansiyel teknik ve fizyolojik tuzaklar hakkında bilgi sahibi olmak.
- İskemik inmede beyin perfüzyon BT kullanım alanlarını öğrenmek.
- Farklı perfüzyon MRG teknikleri hakkında bilgi sahibi olmak.
- Farklı perfüzyon MRG tekniklerinin sağladıkları bilgilerin hangi klinik durumlarda daha yararlı olabileceğini öğrenmek.

Gümeler E, Parlak Ş. İskemik İnmede BT ve MR Perfüzyon Teknikleri. Trd Sem 2021; 9: 242-257.

İSKEMİK İNMEDE BT PERFÜZYON TEKNİKLERİ

Beyin perfüzyon bilgisayarlı tomografi (BT), akut inme ile gelen hastalarda serebral perfüzyonu değerlendirmek için invaziv olmayan kolay ulaşılabilir bir tetkiktir ve manyetik rezonans görüntülemeye (MRG) göre düşük maliyetli hızlı radyolojik görüntüleme sağlar. Perfüzyon BT kontrast madde bolusunun serebral sirkülasyonunda ilk geçişini moniterve eder. Seçilen doku kesitinden (1-32 kesit), dinamik kontrast madde bolus uygulaması ile (yaklaşık 50 mL, 4-5 mL/sn. enjeksiyon ile), yaklaşık 45-50 sn. boyunca sürekli görüntüleme ile elde olunur [1]. Beyin perfüzyonunun kantitatif ölçümüne izin verir ve serebral iske mi, enfarkt ve vazospazma bağlı değişiklikler değerlendirilebilir ve erken reperfüzyondan fayda görecektir hastalar ayırt edilebilir.

Kontrastsız beyin BT enfarkt ve/veya kanama alanını belirlemeye izin verir ve bazen damar trombüsü ile ilgili bilgi verebilir. BT anjiyografi ve BT perfüzyon görüntüleme enfarkt alanını, damar trombüsünü ve stenozunu daha iyi belirlemeye izin verir. Perfüzyon BT'nin kontrastsız BT'ye göre ek radyasyon dozu maruziyeti, iyotlu kontrast madde uygulaması riski ve ek maliyeti vardır ve görüntü elde etme, çekim sonrası görüntüleri işleme ve değerlendirme için daha uzun süre gerektirir. Yeni cihazlar ve optimize edilmiş protokol ile radyasyon dozunda önemli artış olmadan perfüzyon BT elde olunabilir.

Perfüzyon datası serebral damarlardaki iyotlu kontrastın ilk geçişindeki kontrast ajan konsantrasyonu-doku atenuasyonu ilişkisi kullanılarak elde olunur. Beyin parankiminden geçerken, verilen miktar ile orantılı olarak, -kontrast madde beyindeki damarlarda ve kanda

Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

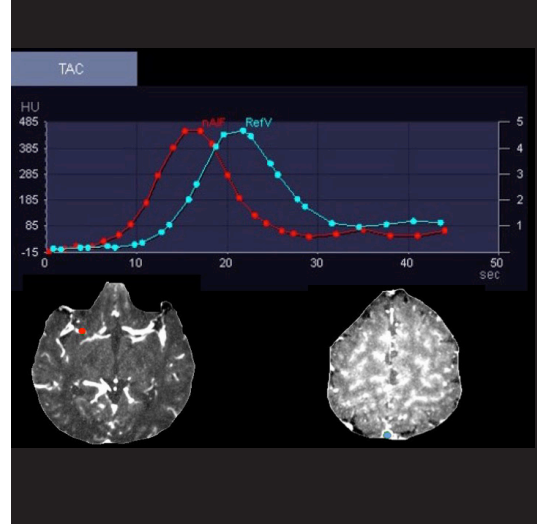
✉ Şafak Parlak • parlaksafak@gmail.com

geçici hiperatenuasyona neden olur. Bu genel prensip ile kontrast konsantrasyonu zaman eğrileri arteriyel ve venöz inceleme lokalizasyonu (region of interest: ROI) ve her piksel için zaman eğrileri oluşturulur. Elde olunan eğriler uygunluk açısından değerlendirilmelidir, eğri yükselmeden önce bir plato içermelidir ve sonlanmadan önce düşüş içermelidir. Venöz eğri arteriyel eğri sonrası 1-2 sn. gecikme ile oluşur ve arteriyel eğriden yüksektir (Resim 1) [1]. Doğru arteriyel giriş ve venöz çıkış işlevi seçimi doğru perfüzyon haritası elde edebilmek için önemlidir. Kaynak görüntülerden seçilmiş kontrast öncesi ve sonrası kesim değerleri ve arteriyel ve venöz ROI'ler ile arteriyel giriş ve venöz çıkış zaman eğrileri oluşturulur. Bu zaman eğrileri perfüzyon BT datasını hesaplamak için kullanılır. Yeni yazılımlarda perfüzyon haritaları oluşturmak için tam otomatik ve yarı-otomatik (manuel geniş ROI seçimi ile) seçenekler bulunmaktadır.

Perfüzyon BT kaynak görüntülerinden, arteriyel ve venöz ROI ve kontrast öncesi ve kontrast sonrası eşik değerler arteriyel akım girişi fonksiyonu (Arteriyel input function:AIF) ve venöz akım çıkış fonksiyonu (Venous output function: VOF) zaman eğrileri oluşturmak için seçilir. Arteriyel ROI seçimi için genellikle aksiyel serilerdeki perpendiküler seyri nedeniyle ön serebral arterin A2 segmenti ya da orta serebral arter kullanılır [1]. Venöz ROI seçimi için superior sagittal sinüs ya da torkular herofilili kullanılabilir [1]. ROI'lerin yanlış yerleştirilmesi perfüzyon BT ölçümlerinde hem görsel hem nicel değerlendirmeyi etkileyebilir. Azalmış intrakranyal kan akımı intrakranyal ya da ekstrakranyal stenoz ve okluzyon teknik problemlere neden olabilir. AIF ya da VOF için ROI'nin yanlış yerleştirilmesi global hipoperfüzyon görünümüne neden olabilir.

Sık kullanılan perfüzyon BT haritaları ve parametreleri perfüzyon BT datasından genellikle ters evrişim analizi kullanılarak türetilir ve aşağıdaki gibidir [2, 3]:

1. Serebral kan volumü (Cerebral blood volume: CBV): Bir vokseldeki doku ve damarlardaki total kan volumü ölçümüdür. Parankim

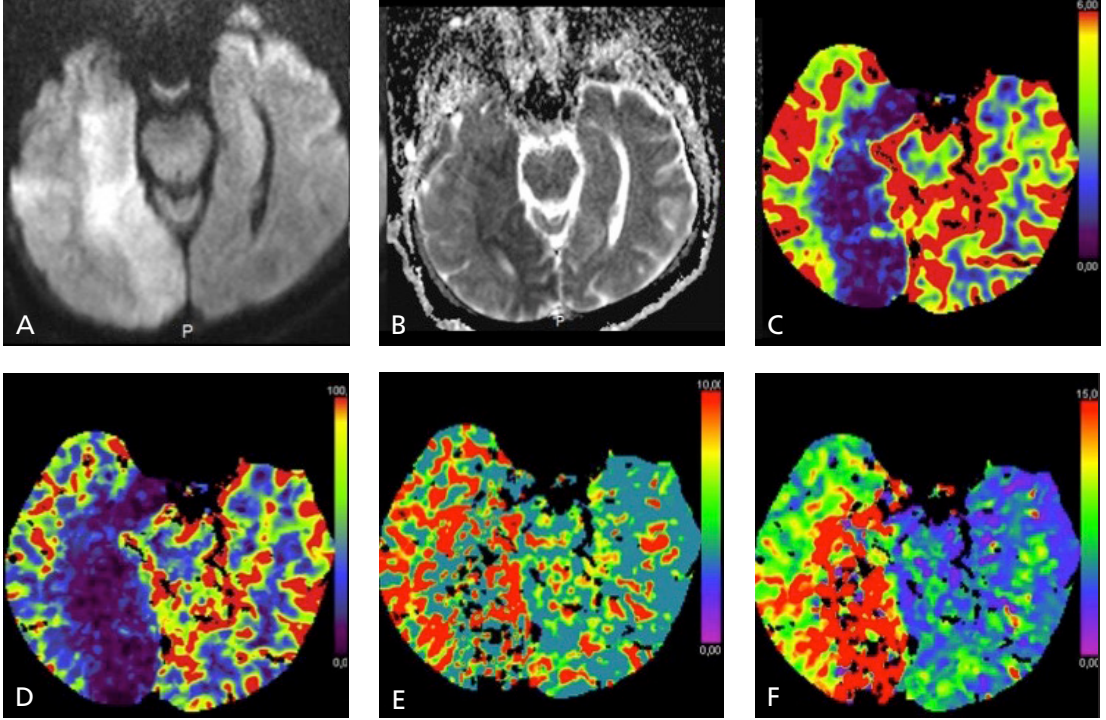


Resim 1. Kontrast konsantrasyonu zaman eğrileri. Arteriyel eğri sağ orta serebral arterden ROI seçimi ile oluşturulmuştur ve kırmızı eğri ile gösterilmiştir. Venöz eğri superior sagittal sinüsten ROI seçimi ile oluşturulmuştur ve mavi eğri ile gösterilmiştir.

pikselindeki eğri altında kalan alanın arteriyel pikseldekine bölümü ile hesaplanır. Birimi mililitredir ve 100 gram beyin için mililitre kanı ifade eder. Gri cevher için normal CBV değeri 4 mL/100 gr, beyaz cevher için ise 2 mL/100 gr'dır.

2. Serebral kan akımı (Cerebral blood flow: CBF): Birim zamanda bir voksel içinden geçen total kan volümüdür. Dakikada 100 gram beyin dokusu için mililitre kan birimidir. Gri cevher için normal CBF değeri 60 mL/100 gr/dak, beyaz cevher için 25 mL/100 gr/dak. CBF santral hacim ilkesine (CBF:CBV/MTT) göre tahmin edilebilir.

3. Ortalama geçiş zamanı (Mean transit time: MTT): Verilen beyin hacminde kontrast ajanının tüm moleküllerinin saniye cinsinden ortalama geçiş süresidir. Arteriyel ve doku kontrast eğrilerinin ters evrişiminden oluşur. Arteriyel eğriye göre bölgesel her pikselin zaman zayıflama eğrisinde ters evrişim denilen matematiksel teknik ile hesaplanır. Gri cevher için normal değer 4 sn., beyaz cevher için 4.8 sn.'dir.



Resim 2. A-F Difüzyon ağırlıklı görüntüleme (A) ve ADC haritada (B) izlenen posterior serebral arter sulama alanındaki akut enfarkt alanında, CBV (C) ve CBF (D) haritalarında perfüzyon değerlerinde azalma ve MTT (E) ve TTD (time to drain) (F) haritalarında zaman değerlerinde artış izleniyor. Ayrıca sağ orta serebral arter sulama alanında lateral temporookspital bölgede penumbra alanı ile uyumlu olarak CBF değerleri azalmış ve zaman değerleri uzamışken CBV değerlerinde belirgin farklılık yoktur.

4. Pik zamanı (Time to peak: TTP): Kontrast enjeksiyonun başlangıcından maksimum kontrastlanmaya dek geçen süredir. Birimi saniyedir.

Diğer kullanılan parametreler rezidü fonksiyonun tepe noktasına ulaşması için geçen zaman (Tmax) ve gecikme zamanıdır (delay time: DT) [4].

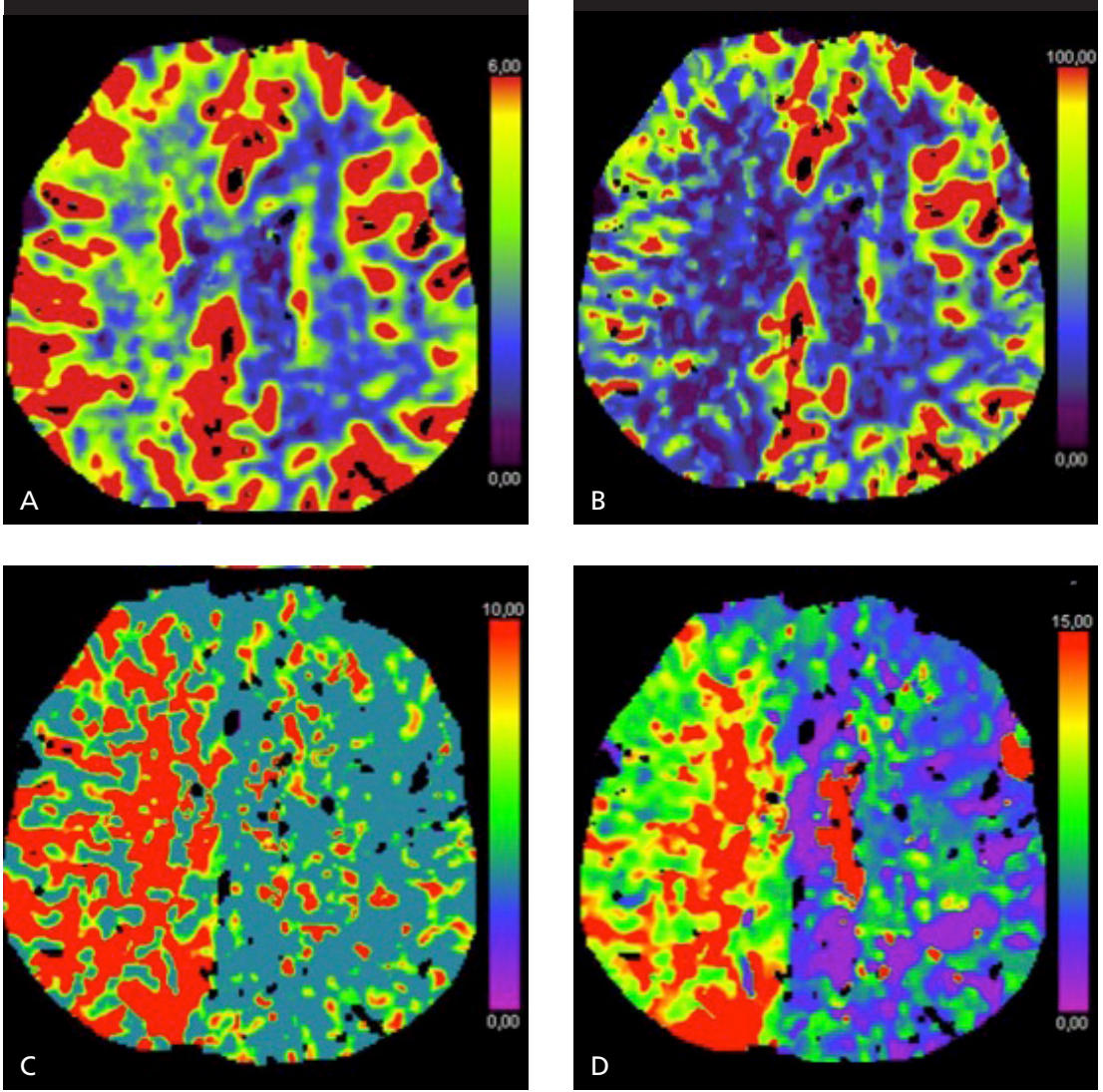
KLİNİK KULLANIM ALANLARI

1. Akut iskemi: Perfüzyon BT yorumlaması görsel değerlendirme ya da kantitatif değerlendirme ile yapılabilir. Görsel değerlendirme kullanıcı yorumuna bağlıdır. Kantitatif perfüzyon parametreleri enfarkt alanını ve penumbrayı göstermede ve tedavi sonucunu tahmin etmede etkilidir.

Perfüzyon BT iskemik inmede penumbra ya da riskteki dokunun varlığını ve uzanımının değerlendirilmesine izin verir [5]. Geniş ve aşikar

penumbra alanları içeren hastalar reperfüzyon tedavisi için adaydır [6]. Penumbra sağlam arterlerden veya leptomeningeal bölgelerden kollateral arteriyel beslenme gösterir. Her birey için penumbranın enfarkta evrilmesi farklı olduğundan, penumbranın belirlenmesi girişimsel tedavi için uygun hasta seçimine genel zaman kriterlerinden daha uygun olanak verir. İlk üç saatin ötesinde; perfüzyon uyumsuzluğuna bağlı uygun hasta seçimi ile intravenöz trombolitik tedavi faydalı olabilir [7].

Akut enfarkta serebral otoregulasyon bozulmuştur, hem CBF hem CBV azalır. MTT ve TTP artar (Resim 2) [5]. CBV ve MTT haritalarında eşleşen alanlar kurtarılamaz doku, nöral ölüm ve kor enfarkt alanına karşılık gelir. Penumbra ise serebral otoregulasyon korunmuştur, CBF azalırken MTT artar, serebral otoregulasyon mekanizmalarına bağlı iskeminin erken döneminde CBV değişmez ya da artar (Resim 3) [5]. CBV'nin korunduğu ve uzamış MTT ile eşleşmeyen alanlar kurtarıla-



Resim 3. A-D. Sağ ön ve orta serebral arter sulama alanında geniş bir alanda penumbra alanı ile uyumlu CBV (A) değerlerinde artış, CBF (B) değerleri azalma ve MTT (C) ve TTD (D) zaman değerlerinde uzama izlenmektedir.

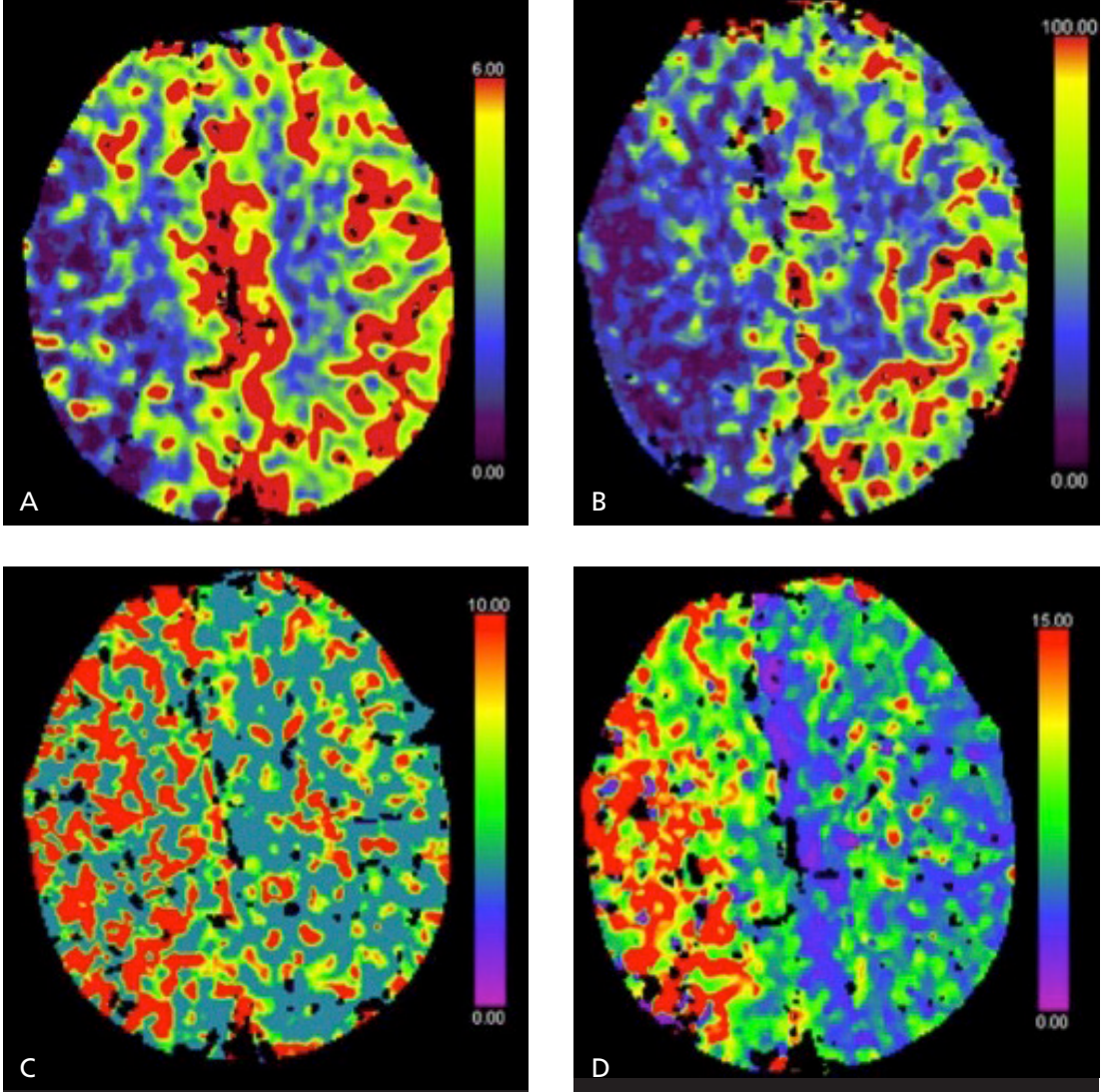
bilir alanlara eş gelir. Enfarktı göstermede en iyi perfüzyon parametresi CBF'dir ve difüzyon MRG ile CBV'ye göre daha iyi koreledir [8]. Kor enfarktı ve penumbrayı veren otomatik yazılımlar mevcuttur. Kronik enfarktta CBV ve CBF azalmış zaman değerleri uzamış olarak izlenir bu nedenle perfüzyon datası beyin BT ile birlikte değerlendirilmelidir (Resim 4).

2. Mikrovasküler hastalık ve küçük enfarktlar: Serebrovasküler hastalıklarda beyaz cevher değişiklikleri sık bulgudur. Bu değişiklikler herhangi sulama alanını takip etmez ve

gri madde etkilenimi görülmez ve mikrovasküler iskemik ile ilişkili olduğu düşünülür. Beyaz cevher hastalığında perfüzyon BT'de CBF azalır [3]. Perfüzyon BT haritalarının rezolusyonu düşüktür ve küçük enfarktların değerlendirilmesinde sınırlıdır.

Geçici iskemik atakta MTT artar CBF değişmez. Perfüzyon BT'nin lakuner enfarktta ve posterior fossa enfarktlarında kullanımı sınırlıdır.

3. Kronik iskemik süreçler: Serebrovasküler stenookluzif süreçler sıklıkla intrakraniyal

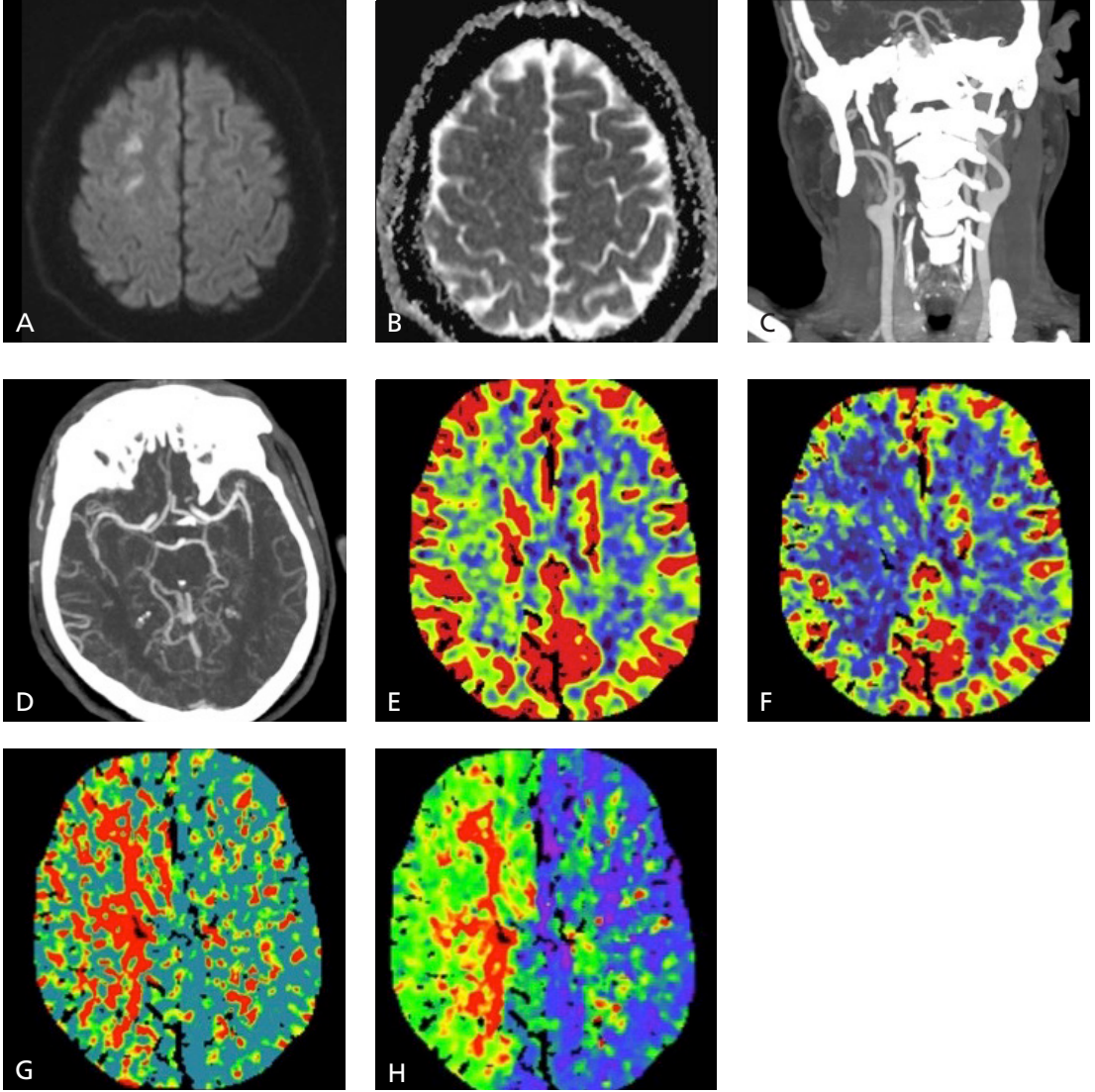


Resim 4. A-D. Sağ orta serebral arter sulama alanında izlenen kronik enfarkt alanında CBV (A) ve CBF (B) değerlerinde azalma ve MTT (C) ve TTD (D) değerlerinde artış izleniyor.

ateroskleroz, karotid arter stenozu (Resim 5), Moya Moya hastalığı gibi arteriyopatiler (Resim 6) ile ilişkilidir. Ekstrakraniyal ya da intrakraniyal karotid arter stenozu, ya da proksimal serebral damarların stenozu bu damarların sulama alanlarında hipoperfüzyona neden olabilir ve perfüzyon BT haritalarındaki asimetrisinin akut iskemiden ayırt edilmesi zor olabilir [3]. Ekstrakraniyal karotid arter stenozunda en tutarlı ve tekrarlanabilir perfüzyon BT bulgusu MTT uzamasıdır. Eş gelen CBF ve CBV değerleri çeşitlilik gösterebilir bu nedenle eş zamanlı BT anjiyografi ile değerlendirme yapıl-

malıdır. Kronik iskemik süreçler, otopregulator vazodilatasyon ve kollateral sirkülasyon gibi kompensatuar mekanizmalara rağmen distal arteriyel perfüzyon basıncında bozulma ile ilişkilidir ve serebral vazodilatasyon ile CBF korunmaya çalışılır.

Serebrovasküler stenookluzif hastalıklarda, iskemi riski serebrovasküler rezerv sınırlı olması nedeniyle hemodinamik stressle tetiklenebilir [9]. Asetazolamid bir karbonik anhidraz inhibitörüdür ve serebral arteriyollerde kısa süreli dilatasyona neden olur. Asetazolamid tolerans testi ile, asetazolamid uygulama öncesi

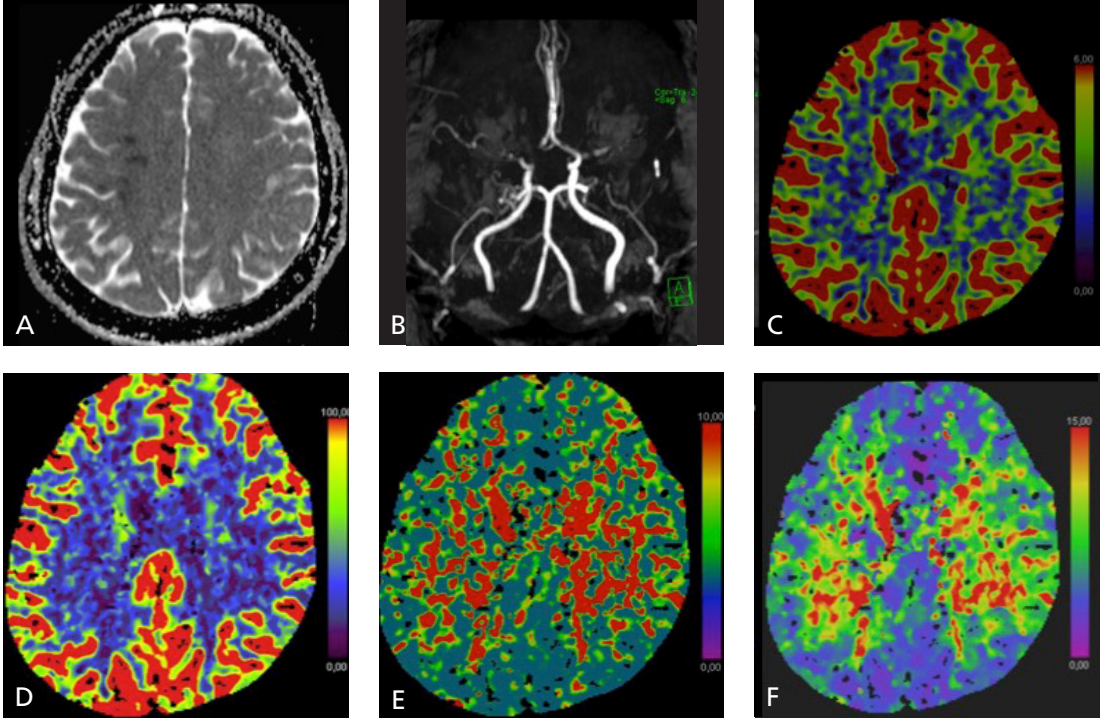


Resim 5. A-H. Sağ frontal lobda fokal bir alanda akut iske mi ile uyumlu difüzyon kısıtlılığı gösteren (A, B) sağ internal karotid arteri total oklude (C) izlenen olgunun sağ ön ve orta serebral arteri BT anjiyografide normal doluş (D) göstermektedir. Perfüzyon BT'de, difüzyon MRG'de izlenen küçük akut iskemik alana karşın, sağ internal karotid arter sulama alanında geniş penumbra alanı izlenmektedir. CBV (E) artmış, CBF (F) azalmış, MTT (G) ve TTD (H) uzamıştır.

elde olunan ve intravenöz asetazolamid uygulandıktan sonrası elde olunan perfüzyon BT tetkiklerinde kantitatif CBF ölçümü ile hemodinamik stres etkisi tahmin edilebilir [10, 11]. Azalmış CBF ve uzamış MTT hemodinamik bozulma ve iske mi açısından riskteki dokuya işaret eder. İske mi riskinde olan ve bozulmuş serebrovasküler rezervli alanlar, serebral otoregulasyona bağlı halihazırda maksimum vazodilatasyon gösterdiği için, asetazolamide beklenen vazodilatasyon cevabını ve CBF artışını

gösteremez. CBF bu alanlarda stabil kalır, hatta diğer sağlıklı arterlerdeki çalma fenomenine bağlı azalabilir. Vasküler stenoz varlığı iskemik penumbranın olduğundan daha fazla belirlenmesine neden olabilir.

Uzun süreli karotid arter stenozuna bağlı endarterektomi ya da karotid arter stenozu sonrası serebral otoregulasyon bozukluğuna bağlı olduğu düşünülen hiperperfüzyon sendromu görülebilir ve CBF ve CBV değerlerinde normal parankime göre artış izlenir. Zaman değerleri



Resim 6. A-F Sağ frontal lobda ADC haritada (A) akut iskemik alanı izlenen, TOF MRA'da her iki orta serebral arteri oklude (B) Moya Moya olgusunun perfüzyon BT görüntülerinde CBV haritasında (C) belirgin farklılık ayırt edilemezken kronik iskemik süreçlere bağlı her iki orta serebral arter sulama alanında CBF (D) değerleri azalmış ve zaman değerleri (E, F) uzamıştır.

ise bu düzeyde azalmıştır. İntrakranyal hemoraji gibi ciddi komplikasyonlara neden olabilir.

3. Vazospazm: Beyin BT perfüzyon tetkikinin diğer bir kullanım alanı anevrizma ruptürü ve subaraknoid kanama sonrası ciddi morbidite nedeni olan vazospazm değerlendirilmesidir. CBF ölçümü serebral iskemideki dokunun belirlenmesinde, tedavi kararında (intraarteriyel vazodilatör, intravasküler stent vb.) ve tedavi cevabı değerlendirilmesinde faydalıdır [12, 13]. Perfüzyon BT bulguları akut iskemideki penumbrayı taklit eder ve vazospazm durumunda MTT uzar ve CBF azalır [14]. Optimum değerlendirme için sulama alanına eş gelen damarlar BT anjiyografi ile eş zamanlı vazospazm açısından değerlendirilmelidir.

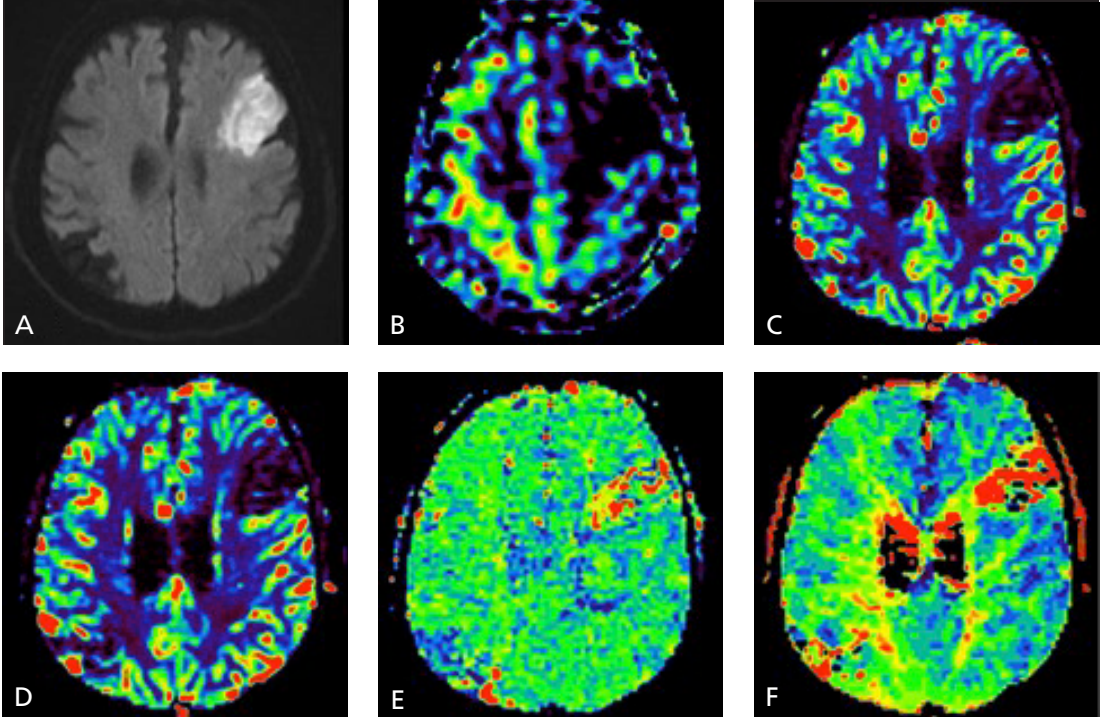
4. Travma: Perfüzyon BT, kafa travmasında serebral ödem ve intrakranyal basınç artışına bağlı otoregulasyonu bozulmuş hastaları ayırt etmeye yardımcı olur [9]. Sitotoksik ve vazojenik ödemi monitorize etmeye yardımcı olabilir.

Epidural/subdural hematomda kompresyona bağlı komşu parankimde bozulmuş perfüzyon görüntülenebilir. Akut dönemde CBF ve CBV değerlerinde azalma, kronik dönemde otoregulasyona bağlı CBF ve CBV değerlerinde artış izlenir [15].

5. İskemiye taklit eden nöbet: Nöbet akut inme hastalarının erken bulgusu olabilir ve iktus sonrası paralizi ve status epileptikus klinik olarak akut inmeyi taklit edebilir. Nöbet durumunda iktal bölge perfüzyon BT'de hiperperfüzyon gösterir ve karşı hemisferde daha düşük perfüzyon görünümü akut enfarkt açısından yanlış yoruma neden olabilir [3]. Nöbet varlığının perfüzyon BT de potansiyel tuzak olduğu unutulmamalıdır.

Kısıtlılıkları

Perfüzyon BT'nin ana sorunu kapsama alanının sınırlı olmasıdır ancak yeni cihazlar ile tüm beyin hızlıca görüntülenebilmektedir. İyonizan



Resim 7. A-F Difüzyon MR görüntülemesinde (A) sol frontal akut iskemik lezyon görülmektedir. ASL haritasında (B) enfarkt sahasında CBF değerlerinde belirgin azalma vardır. DSC MRG incelemede enfarkt sahası içerisinde CBF (C) ve CBV (D) değerlerinde belirgin azalma, MTT (E) ve TTP (F) değerlerinde belirgin uzama izlenmektedir.

radyasyon maruziyeti, kontrast madde kullanılması ve yan etki riski, posterior fossa yapılarını görüntülemeye kısıtlılıkları BT perfüzyon tetkikinin diğer kısıtlılıklarını oluşturmaktadır. Akut inme hastalarında, kontrastlı tomografi uygulamalarında kontrasta bağlı nefropati nadir görülen bir komplikasyondur ve tedavide gecikmeyi önlemek için kar zarar oranı gözetilerek akut inme hastalarında böbrek fonksiyon testleri öncesinde uygulanabilir [8]. Radyasyon dozu tetkik protokolünde düşük miliamper ve kilovolt değerleri kullanılarak düşürülebilir [1]. Hareket artefaktları, akut inme hastalarının çoğunda perfüzyon BT’de sedasyon sıklıkla uygulanmadığından diğer bir kısıtlımadır. Hareket artefaktları yaygınsa tetkiki geçersiz kılabilir ve ROI seçimi öncesinde ham görüntüleri değerlendirme olası hareket artefaktlarını tespit etmeye yardımcı olur. Kısmi hareketi düzelten yazılımlar da mevcuttur.

Düşük kardiyak outputlu ya da atriyal fibrilasyonlu hastalarda düşük kan akımı, ciddi proksimal arteriyel stenoz, arter ve venöz

ROI’lerinin uygun seçilememesi, hatalı perfüzyon haritaları, hatalı iskemi ve hipoperfüzyon tanılarına neden olabilir [16].

İSKEMİK İNMEDE MR PERFÜZYON TEKNİKLERİ

Perfüzyon MR görüntüleme (pMRG), perfüzyon ve/veya geçirgenlik (permeabilite) ile ilişkili ölçümlerin yapılabildiği tüm MR tekniklerini içeren geniş bir isimlendirmedir. pMRG, son yıllarda üzerinde çalışılan ve gelişme gösteren görüntüleme yöntemleri olup alternatifi iyonizan radyasyon içeren diğer görüntüleme yöntemlerine göre daha popüler hale gelmektedir.

pMRG yöntemlerinde ekzojen ya da endojen kontrast madde (KM) kullanılabilir. Ekzojen KM, Gd içeren kontrast madde (Gd-KM)’dir. Bolus tarzda verilen Gd-KM sonrası, dinamik olarak görüntüleme yapılabilir ve perfüzyon parametreleri kantifiye edilebilir. Diğer bir yöntem ise hastanın kendi su moleküllerinin

(endojen) difüze olabilir bir ajan olarak kullanılmasıdır.

Kontrast madde kullanılan serebral pMRG yöntemleri;

- Dinamik duyarlılık kontrast (dynamic susceptibility contrast - DSC) MRG: T2 ya da T2* ağırlıklı görüntüleme, kan hacmi verir.
- Dinamik kontrastlı (dynamic contrast enhanced - DCE) MRG: T1A MR görüntüleme tekniği, kapiller geçirgenlik hakkında bilgi sağlar.

Kontrast madde kullanılmayan serebral pMRG yöntemleri:

- Arterial spin labeling (ASL), arteriyel kan kontrast madde olarak işaretlenerek bölgesel kan akımı hakkında bilgi verir
- Intravoxel incoherent motion imaging (IVIM), bir difüzyon görüntüleme tekniği olup yeni araştırılan bir yöntemdir. Doku mikrodolaşımı hakkında bilgi sağlar.

1. Dinamik Duyarlılık Kontrast (DSC) perfüzyon MRG

Günümüzde en sık kullanılan serebral pMRG yöntemi DSC MR görüntülemesidir. DSC MRG, paramanyetik Gd-KM verilmesi ile dokunun manyetik duyarlılığının bozulmasına dayanır, bu özellik T2*/T2 ağırlıklı görüntülerde belirgin olarak izlenir.

Manyetik bir alana maruz kalan herhangi bir doku için duyarlılık, doku içerisindeki manyetizasyon düzeyini tanımlayan bir sabittir. T2*/T2 relaksasyonunu belirleyen ana etmen de, doku duyarlılığındaki lokal farklılıklardır [17]. DSC MRG, T2*/T2 ağırlıklı görüntülerde Gd-KM'nin duyarlılık etkisini kullanır. Gd-KM intravasküler olarak bolus yolla verildikten sonra dinamik görüntüleme yapılır. Gd-KM, dokudaki lokal manyetizasyonu dramatik olarak değiştirir; paramanyetik olmasına bağlı olarak lokal duyarlılık gradientleri ve manyetik inhomojenite oluşturur. Manyetizasyon de-faze olur, T2* relaksasyonu kısalmır, bu da vasküler yatağa komşu dokuda sinyal kaybına neden olur. Dinamik görüntüleme ile bu lokal sinyal bozulması görüntülenir.

Bu görüntüleme yönteminde Gd-KM bolus tarzda, kanda efektif düzeye erişebilecek miktarda verilmelidir. Kontrast enjeksiyonu hızlı (≥ 5 mL/s), yüksek basınçlı ve yüksek konsantrasyonda (0.2 mmol/kg) olmalıdır [17]. Kontrast maddenin verilmesi ile intrakranial alanda önce büyük arterlerde, sonra parankimde, en son venlerde sinyal kaybı görülür. Yüksek kalitede perfüzyon görüntüleme yapılabilmesi için KM'nin her bir alandan geçişinin yüksek temporal rezolüsyon ile görüntülenmesi gerekir [18]. İnme görüntülemesi için ideal olarak, görüntüler 1.5 sn'de birden seyrek olmayacak şekilde elde olunmalıdır [19]. Bu amaçla, single-shot echo planar görüntüleme (EPI) kullanılır. Görüntüleme sırasında 1-2 saniyede tüm beyini içeren ve 40-60 saniye boyunca tekrarlanan görüntüler elde olunur ve genellikle toplam 30 tekrar sonrası 1200-1800 görüntü elde edilir. Bu yöntemde bolus-tracking tekniği de denir. Kontrast maddenin beyine ulaşmasından önce ve KM'nin ilk dolaşımının 10-20 sn sonrasına kadar görüntüler dahil edilmelidir [17]. T2* değişikliklerine daha duyarlı olması nedeniyle esas olarak gradient-echo (GRE) EPI sekanslar kullanılır. Ancak spin-echo (SE) EPI kullanılarak da T2 değişikliklerinin ölçümü yapılabilir. GRE sekansların vasküler sensitivitesi daha yüksek olup, bütün damarlara duyarlıdır. Ancak, SE sekanslar kapiller damarlara daha sensitiftir [20]. GRE daha yüksek kontrast-görüntü oranına sahip olup klinik olarak daha sık kullanılır. GRE diğer avantajları arasında, kısa eko süresi ve buna bağlı olarak temporal rezolüsyonun yüksek olması, arteriel input fonksiyonunun hesaplanabilmesi de bulunur. Ancak vasküler yapılara yüksek duyarlılığı sağlayan özelliği aynı zamanda hava-doku ara yüzlerinde belirgin sinyal kaybının oluşmasına da neden olur.

Arteriel input fonksiyonu (AIF), besleyici damarlardaki KM konsantrasyonunun temporal değişimidir. pMRG'de en zorlu değerlendirme AIF değerlendirmesidir. Intravenöz enjeksiyonu takiben, sol kalpten KM arteriel sisteme dağılır ve tüm organlarda KM'nin "ilk geçişi" olur. Km'nin ana venlerden drene oluşunun zamansal değişimi ise venöz output

Tablo 1: DSC MRG parametreleri

Serebral kan hacmi (Cerebral blood volume –CBV-)	Beyin dokusundaki kan hacmi (ml/100gr)
Serebral kan akımı (Cerebral blood flow –CBF-)	Beyin parankiminde belirli bir sürede geçen kan akımı (ml/dk/100gr)
Ortalama geçiş zamanı (Mean transit time –MTT-)	Beyinde belirli bir alandan kanın ortalama geçiş zamanı (sn)
Tepe zamanı (time-to-peak –TTP)	Kontrast madde konsantrasyonunun en fazla, dolayısıyla MR sinyalinin en düşük olduğu zaman (sn)
Maksimum zaman (time of maximum –Tmax)	Serebral kan akımının en yüksek olduğu zaman (sn)

fonksiyonu (VOF) gösterir. KM konsantrasyonu tüm vasküler sistemde homojen hale gelene kadar, organ içi ve kan hacmindeki dolaşım farklılık gösterdiğinden bazı organlarda (beyin gibi) “ikinci geçiş” de görülebilir. DSC’de temel kabullenmelerden biri, kan-beyin bariyerine dayanarak Gd-KM’nin intravasküler alanda kaldığı, difüze olmadığıdır [18]. Kan-beyin bariyerinin bozulduğu durumlarda KM ekstravaze olur ve bu durumlar için DSC’de bazı düzenlemeler yapılmalıdır: Görüntülerin işlenmesi sırasında düzenlemeler yapılabilir [21, 22] veya bolus KM enjeksiyonu öncesinde çeyrek dozda KM yüklenmesi yapılarak, ekstravasküler alana geçen KM ile dokunun T1 relaksasyon zamanı kısaltılarak longitudinal relaksasyonun neredeyse tam olması sağlanır. Böylelikle bolus enjeksiyon sırasında T1 etkisi görülmez. Bir diğer yöntem double-echo görüntüleme yapmaktır [23]. Ayrıca görüntülemenin tüm bolus geçişi sırasında yapılmasına, özellikle inme gibi dolaşımın yavaşladığı durumlarda, dikkat edilmelidir

Dinamik görüntüleme ile T2*/T2A sinyal değişiklikleri elde edildikten sonra her bir voksel için zaman-sinyal intensitesi eğrilerine işlenebilir ve daha sonra da konsantrasyon-zaman eğrilerine çevrilebilir. Arteriel input function (AIF) hakkında yeterli bilginin olması uygun kinetik analizlerin uygulanması sonrasında, serebral kan akımı, serebral kan hacmi, ortalama geçiş zamanının parametrik haritaları elde edilebilir (Tablo 1).

İnme görüntülemede DSC MRG’de merkez enfarkt sahasında azalmış CBV, ve CBF ile, uzamış MTT ve TTP değerleri görülmektedir

(Resim 7). Ancak DSC MRG öncelikle iskemik penumbranın belirlenebilmesi için kullanılır. **İskemik penumbrada, TTP/MMT veya Tmax uzamıştır, CBV korunmuş, hatta kompanse dilatasyona bağlı artmış bile olabilir. Difüzyonda özellik yoktur [24]. Bu şekilde iskemik penumbranın, perfüzyon haritalarında anormallik gösterirken kısıtlanmış difüzyon göstermemesi “Difüzyon/Perfüzyon uyumsuzluğu” olarak da adlandırılır [25, 26].**

DSC MRG ile iskemik penumbranın belirlenmesinin bir katkısı da tedavi yönteminin belirlenmesidir. Uzun zaman penceresine sahip hastaların değerlendirildiği bazı klinik çalışmalarda difüzyon/perfüzyon uyumsuzluğunun %20’den fazla olması mekanik trombektomi için uygunluk kriteri olarak kullanılmıştır [27]. BT veya MR ile perfüzyon görüntüleme yapılması akut inmede intravenöz doku plazminojen aktivatör tedavisi (tissue plasminogen activator –tPA-) veya endovasküler tedavi adayları hastaların belirlenmesinde önemli bir yere sahiptir. RAPID ve benzeri otomatik analiz programları mevcut olup bazı klinik çalışmalarda da kullanılmaktadır [28, 29]. 2016 yılında yayınlanan bir meta-analizde kombine iv tPA ve endovasküler tedaviden fayda görece hastaların belirlenmesini pMRG’nin iyileştirdiği gösterilmiştir [30]. Tmax değerlerinin >6 sn olması görece hipoperfüze olarak kabul edilse de difüzyon/perfüzyon uyumsuzluğunun hesaplanmasında bir kılavuz bulunmamaktadır.

DSC MRG’nin bir diğer kullanım alanı difüzyon negatif geçici iskemik atak (GİA) geçiren hastaların değerlendirilmesidir. GİA

geçiren hastaların %50'sinin MRG tetkikleri negatiftir [31]. Bu hastaların bir çoğunda serebral iske mi olabilir, ancak buna neden olan hemodinamik bozulma kısıtlanmış difüzyona yol açacak ciddiyette değildir. DSC MRG ile bu hastaların %25-30'unda hipoperfüzyon ya da postiskemik hiperperfüzyon gösteren bölgeler saptanabilir [32].

2. Dinamik Kontrastlı (Dynamic contrast enhanced –DCE-) Perfüzyon MR Görüntüleme

Diğer kontrastlı pMRG yöntemi ise DCE MRG'dir. IV yoldan Gd-KM bolus olarak verilir. DCE MRG, DSC MR tekniğinden farklı olarak T1 relaksasyon zamanına dayanır. Kontrast maddenin paramanyetik etkisine bağlı T1 kısalması olmasından faydalanır. "T1 perfüzyon MRG" veya "permeabilite" MRG olarak da isimlendirilir. Intravenöz yoldan KM verilmesinde ve sonrasında dokudaki T1 sinyal değişikliklerini görüntülemek için hızlı ve tekrarlayan T1A görüntüler elde olunur. Kontrast madde kandan ekstraselüler – ekstraselüler boşluğa (EEB) geçer. Kontrast maddenin dokudaki difüzyon hızını belirleyen, doku perfüzyonunun yanı sıra, kapiller geçirgenlik ve kapiller yüzey alanıdır. İki bileşenli farmokinetik bir model kullanılarak mikrovasküler geçirgenliğin kantifiye edilmesi, hacim transfer sabiti (geçirgenliğin yüzey alanı ile ilişkili) (k^{trans}) ve fraksiyonel total plazma ve EEB hacmi (V_e , V_p) gibi önemli parametrelerin hesaplanmasını sağlar (Tablo 2) [17].

Kontrast maddenin, dokudaki davranışını perfüzyon dışında, damar duvarından taşınması ve interstitsiyel sıvıdaki difüzyon belirler. T1

relaksasyon, serbest su molekülleri ile Gd-KM arasındaki etkileşim sonucu oluşur ve kısa aralıkta olur. Kan beyin bariyeri (KBB) sağlam olduğunda yalnızca intravasküler protonlar etkilenir ve beyin parankimi üzerindeki etkisi oldukça azdır. Ancak KBB bozulduğu durumlarda, Gd-KM belirgin şekilde ekstraselüler olur, dokunun büyük kısmı Gd-KM tutar ve bu da T1-relaksasyon kontrastlanmasında keskin bir artışa neden olur. Bu nedenle KBB bozulduğu yerlerin görüntülenmesine çok duyarlıdır [33]. Farklı olarak, vokseldeki daha homojen KM dağılımı ve lokal inhomojenitenin azalması nedeni ile T2 relaksasyonu azalır. DSC MRG'de bu nedenle KBB bozulduğu alanlarda daha belirsiz KM doz-cevap eğrisi oluşur, özellikle bu durumlarda DSC MRG için bazı düzeltmelerin yapılması gerekmektedir.

Akut iskemik inmede KBB bozulabilir ve bu da ödem ve hemorajik transformasyona neden olabileceği için kötü prognoz belirteci olarak kabul edilmektedir [34]. Yakın zamanda yapılmış bir çalışmada akut iskemik inme sonrasında KBB'deki zamansal değişiklikler DCE MRG ile değerlendirilmiş olup vasküler geçirgenliğin en yüksek akut fazda olduğu (6-48 saat), ve KBB'de uzamış bozulma (>48 sa) olduğu saptanmıştır [35]. DCE MRG'nin KBB'deki bozulmaya duyarlılığı nedeniyle KBB'yi stabilize etmeye çalışan tedaviler için hasta seçiminde ve tedavi monitorizasyonunda önemlidir.

3. Arteriel Spin Labeling

Arteriel spin labeling (ASL), noninvazif ve tekrarlanabilir bir teknik olup KM gerektirmez. Manyetik olarak işaretlenmiş su molekülleri,

Tablo 2: DCE MRG parametreleri

Parametreler	Kısaltmaları	
Hacim transfer sabiti	k^{trans}	Mikrovasküler geçirgenlik
Total plazma boşluk hacmi	V_p	Total plazmanın fraksiyonel hacmi
Total ekstraselüler-ekstravasküler boşluk hacmi	V_e	Total ekstraselüler-ekstravasküler boşluğun fraksiyonel hacmi
Hız sabiti	k_{ep}	k^{trans}/V_e

rahatlıkla difüzyon gösteren endojen bir KM olarak kullanılır. ASL'de radyofrekans pulsları ile arteriel su protonları incelenecek dokuya girişinden hemen önce etiketlenir. Beyin görüntüleme için, boyundaki damarlar içerisindeki su molekülleri işaretlenerek, manyetizasyonları terse çevrilir. Belirli bir süre etkiketlendikten sonra (labeling duration-LD-), etiketlenen moleküllerin beyine ulaşması için gereken kısa önemli bir bekleme periodu (postlabeling delay -PLD-) sonrasında görüntüleme yapılır [33]. Görüntüleme ile beyindeki statik su moleküllerinden ve boyunda iken manyetik olarak etiketlenmiş kandaki su moleküllerinden sinyal toplanır. ASL ile hazırlanan görüntülerle birlikte, etiketlenmemiş görüntüler de elde edilir. Etiketlenmiş görüntüler ile kontrol görüntüler arasındaki sinyal farkı tersine çevirilmiş ve dokuya ulaşmış manyetizasyon ile orantılıdır, ve bu da doku perfüzyonu ile ilişkilidir. Etiketlenmiş ve kontrol görüntü arasındaki sinyal farkı yaklaşık %1-2 olup oldukça azdır. Bu nedenle yeterli sinyal-gürültü oranı elde edebilmek için etiketleme işlemi çok defa tekrar edilmelidir. ASL, etiketleme ve oluşturma (readout) işlemi olarak iki temel faza ayrılabilir. Birçok etiketleme ve oluşturma tekniği olmakla birlikte son zamanlarda yayınlanan bir raporda etiketleme için pseudocontinuous ASL (PCASL), oluşturma içinse volumetric (3B) bir sekans önerilmiştir [36]. Alternatif olarak, daha hızlı olan 2B-EPI temelli bir sekans da kullanılabilir. ASL bir çıkarma tekniği olduğu için harekete çok duyarlıdır. Hareket duyarlılığı altta yatan sinyalin başka inversiyon pulsları ile baskılanmasına bağlı azaltılabilir. PCASL yaklaşık 4 dakika süren bir inceleme olup, kontrast madde kullanılmaması ve birçok cihazın destekleme ve işleme özelliğine sahip olmasıyla son yıllarda kullanımı artmıştır.

İskemik inme değerlendirilmesinde ASL, intravenöz yoldan kontrast madde kullanımının uygun olmadığı durumlarda DSC MRG'nin yerini almıştır. Oklude arteriyel byapının distalindeki dokuda azalmış perfüzyon, oklüzyondan önce kortikal dallarda yavaşlamış veya kollateral akıma bağlı artmış sinyal görülür. ASL'deki düşük CBF değerleri DSC MR'deki hipoper-

füzyon ile uyumludur. İnme görüntülemesi için ASL yapılırken tek bir PLD yaklaşımı inmedeki Tmax uzamasına bağlı kantifikasyonda hatalara neden olabilir. Bu nedenle, multi -PLD yaklaşımı dha iyi olabilir [33].

4. Intravoxel Incoherent Motion (IVIM) Görüntüleme

Intravoxel incoherent motion (IVIM) MR görüntüleme, doku mikroyapısının yanında doku mikrosirkulasyonu (perfüzyon) hakkında bilgi verir [37-39].

IVIM ile sağlanan perfüzyon görüntüleme, neoanjyogenez, kemo- veya radyoterapi tedavi etkinliği, antianjiyojenik ilaçların etkinlikleri, hakkında bilgi sağlar. IVIM görüntülemenin gelişmesi teknik yapı ve sekansların iyileştirilmesi ve gelişmesi ile oluşmuştur.

IVIM kosepti ilk olarak difüzyon MRG ortaya çıktığında 1986'da ortaya atılmıştır. Kapiller damarlar içerisindeki kanın (perfüzyon) difüzyonu taklit edeceği ve difüzyon MRG ölçümünü etkileyeceği fark edilmiştir [37, 38]. Perfüzyon sırasındaki hareketin rasgele olması damar ağının geometrisinden kaynaklanır. Bu ağ içerisinde kanın akışı psödo-difüzyon olarak görülebilir. Psödodifüzyon katsayısı, difüzyon katsayısının yaklaşık 10 katı olmakla birlikte, difüzyon ile psödo-difüzyon karışabilir. Pratikte, akan kanın dokudaki su moleküllerine fraksiyonu oldukça küçük olduğundan, perfüzyona bağlı IVIM etkisi, düşük b değerlerinde küçük bir sapma olarak görülür.

IVIM görüntüleme sonrasında elde edilen parametreler, f (kan akımının fraksiyonu), D^* (psödodifüzyon katsayısı) ve D (dokudaki difüzyon katsayısı)'dır. DSC MR perfüzyon parameteleri ile bu parametrelerin ilişkili olabileceği bulunmuştur. f damar yoğunluğunu belirtir ve bazı yazılarda serebral kan hacmi ile ilişkili olduğu gösterilmiştir. D^* , AIF'den bağımsız olarak ortalama geçiş zamanı ile ilgili bilgi verebilir. fD^* ise, serebral kan akımı hakkında bilgi verir (Tablo 3).

İnme görüntülemesinde IVIM görüntüleme halen çalışılmaktadır. Ancak enfarkt sahasında, (ADC değerlerinin düşük olduğu alanda), per-

Tablo 3: IVIM MR parametreleri

Parametreler		DSC MR parametreleri ile ilişkisi
f	Kan akımının fraksiyonu, vasküler yoğunluğu gösterir	CBV ile korele
D*	Psödo-difüzyon katsayısı	MTT ile ters orantılı
fD*	Kan akımı bilgisi	CBF ile ilişkili

füzyon fraksiyonunun (f) düştüğü gösterilmiştir [40]. Başka bir çalışmada IVIM ile penumbra olarak gösterilen, alanların trombektomiye rağmen büyüdüğü ve enfarkta gittiği saptanmıştır [41]. Bu nedenle IVIM MRG ile penumbra olarak gösterilen alanların, trombektomiye rağmen kurtarılamayacak alanı gösterdiği düşünülmektedir. Yani, difüzyon kısıtlanan alan ile birlikte IVIM MRG'deki penumbra birlikte enfarkt merkezini temsil edebilir. IVIM MR, teknik gelişmelerle ile son yıllarda çalışılmaya başlanmış bir görüntüleme tekniğidir. Hastalıkların nörogörüntülemesindeki yeri yapılan çalışmaların artışı ile belirlenecektir.

SONUÇ

Perfüzyon BT akut iskemide hızlı görüntüleme sağlar. Perfüzyon BT'de akut inme taklitçileri, potansiyel teknik ve fizyolojik tuzaklar doğru değerlendirme yapılabilmesi için bilinmelidir ve perfüzyon BT eş zamanlı BT anjiyografi tetkiki ile birlikte elde olunmalı ve değerlendirilmelidir.

Perfüzyon MRG farklı teknikler kullanılarak yapılabilir. Akut iskemik inme sırasında penumbranın saptanarak tedavi planlanmasında oldukça belirleyici bir yere sahiptir.

Kaynaklar

1. de Lucas EM, Sanchez E, Gutierrez A, Mandly AG, Ruiz E, Florez AF, et al. CT protocol for acute stroke: tips and tricks for general radiologists. *Radiographics* 2008; 28: 1673-87. [\[Crossref\]](#)
2. Konstas AA, Goldmakher GV, Lee TY, Lev MH. Theoretic basis and technical implementations of CT perfusion in acute ischemic stroke, part 1: Theoretic basis. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009; 30: 662-8. [\[Crossref\]](#)
3. Allmendinger AM, Tang ER, Lui YW, Spektor V. Imaging of stroke: Part 1, Perfusion CT--overview of imaging technique, interpretation pearls, and common pitfalls. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 198: 52-62. [\[Crossref\]](#)
4. Sarikaya Y, Onur MR. Bilgisayarlı Tomografide Yeni Görüntü İşleme Teknikleri. *Türk Radyoloji Seminerleri* 2020; 8: 1-20. [\[Crossref\]](#)
5. Wintermark M, Flanders AE, Velthuis B, Meuli R, van Leeuwen M, Goldsher D, et al. Perfusion-CT assessment of infarct core and penumbra: receiver operating characteristic curve analysis in 130 patients suspected of acute hemispheric stroke. *Stroke* 2006; 37: 979-85. [\[Crossref\]](#)
6. Srinivasan A, Goyal M, Al Azri F, Lum C. State-of-the-art imaging of acute stroke. *Radiographics* 2006; 26(Suppl 1): S75-95. [\[Crossref\]](#)
7. Hacke W, Albers G, Al-Rawi Y, Bogousslavsky J, Davalos A, Eliasziw M, et al. The Desmoteplase in Acute Ischemic Stroke Trial (DIAS): a phase II MRI-based 9-hour window acute stroke thrombolysis trial with intravenous desmoteplase. *Stroke* 2005; 36: 66-73. [\[Crossref\]](#)
8. Dittrich R, Akdeniz S, Kloska SP, Fischer T, Ritter MA, Seidensticker P, et al. Low rate of contrast-induced Nephropathy after CT perfusion and CT angiography in acute stroke patients. *J Neurol* 2007; 254: 1491-7. [\[Crossref\]](#)
9. Wintermark M, Sincic R, Sridhar D, Chien JD. Cerebral perfusion CT: technique and clinical applications. *J Neuroradiol* 2008; 35: 253-60. [\[Crossref\]](#)
10. Chen A, Shyr MH, Chen TY, Lai HY, Lin CC, Yen PS. Dynamic CT perfusion imaging with acetazolamide challenge for evaluation of patients with unilateral cerebrovascular steno-occlusive disease. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006; 27: 1876-81.
11. Smith LM, Elkins JS, Dillon WP, Schaeffer S, Wintermark M. Perfusion-CT assessment of the cerebrovascular reserve: a revisit to the acetazolamide challenges. *J Neuroradiol* 2008; 35: 157-64. [\[Crossref\]](#)
12. Nogueira RG, Lev MH, Roccatagliata L, Hirsch JA, Gonzalez RG, Ogilvy CS, et al. Intra-arterial nicardipine infusion improves CT perfusion-measured cerebral blood flow in patients with subarachnoid hemorrhage-induced vasospasm. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009; 30: 160-4. [\[Crossref\]](#)
13. Majoie CB, van Boven LJ, van de Beek D, Venema HW, van Rooij WJ. Perfusion CT to evaluate the ef-

- fect of transluminal angioplasty on cerebral perfusion in the treatment of vasospasm after subarachnoid hemorrhage. *Neurocrit Care* 2007; 6: 40-4. [\[Crossref\]](#)
14. Wintermark M, Dillon WP, Smith WS, Lau BC, Chaudhary S, Liu S, et al. Visual grading system for vasospasm based on perfusion CT imaging: comparisons with conventional angiography and quantitative perfusion CT. *Cerebrovasc Dis* 2008; 26: 163-70. [\[Crossref\]](#)
 15. Slotty PJ, Kamp MA, Steiger SH, Cornelius JF, Maecht S, Stummer W, et al. Cerebral perfusion changes in chronic subdural hematoma. *J Neurotrauma* 2013; 30: 347-51. [\[Crossref\]](#)
 16. Konstas AA, Goldmakher GV, Lee TY, Lev MH. Theoretic basis and technical implementations of CT perfusion in acute ischemic stroke, part 2: technical implementations. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009; 30: 885-92. [\[Crossref\]](#)
 17. Tsougos I. *Advanced MR Neuroimaging: from theory to clinical practice*. [S.l.]: CRC Press; 2019.
 18. Copen WA, Schaefer PW, Wu O. MR perfusion imaging in acute ischemic stroke. *Neuroimaging Clin N Am* 2011; 21: 259-83. [\[Crossref\]](#)
 19. Wintermark M, Albers GW, Alexandrov AV, Alger JR, Bammer R, Baron JC, et al. Acute stroke imaging research roadmap. *Stroke* 2008; 39: 1621-8. [\[Crossref\]](#)
 20. Quarles CC, Bell LC, Stokes AM. Imaging vascular and hemodynamic features of the brain using dynamic susceptibility contrast and dynamic contrast enhanced MRI. *Neuroimage* 2019; 187: 32-55. [\[Crossref\]](#)
 21. Leu K, Boxerman JL, Cloughesy TF, Lai A, Nghiemphu PL, Liau LM, et al. Improved Leakage Correction for Single-Echo Dynamic Susceptibility Contrast Perfusion MRI Estimates of Relative Cerebral Blood Volume in High-Grade Gliomas by Accounting for Bidirectional Contrast Agent Exchange. *AJNR Am J Neuroradiol* 2016; 37: 1440-6. [\[Crossref\]](#)
 22. Stokes AM, Semmineh N, Quarles CC. Validation of a T1 and T2* leakage correction method based on multiecho dynamic susceptibility contrast MRI using MION as a reference standard. *Magn Reson Med* 2016; 76: 613-25. [\[Crossref\]](#)
 23. Barbier EL, den Boer JA, Peters AR, Rozeboom AR, Sau J, Bonmartin A. A model of the dual effect of gadopentetate dimeglumine on dynamic brain MR images. *J Magn Reson Imaging* 1999; 10: 242-53. [\[Crossref\]](#)
 24. Vert C, Parra-Farinas C, Rovira A. MR imaging in hyperacute ischemic stroke. *Eur J Radiol* 2017; 96: 125-32. [\[Crossref\]](#)
 25. Fisher M, Albers GW. Advanced imaging to extend the therapeutic time window of acute ischemic stroke. *Ann Neurol* 2013; 73: 4-9. [\[Crossref\]](#)
 26. Zerna C, Hegedus J, Hill MD. Evolving Treatments for Acute Ischemic Stroke. *Circ Res* 2016; 118: 1425-42. [\[Crossref\]](#)
 27. Lev MH. Acute stroke imaging: what is sufficient for triage to endovascular therapies? *AJNR Am J Neuroradiol* 2012; 33: 790-2. [\[Crossref\]](#)
 28. Lansberg MG, Lee J, Christensen S, Straka M, De Silva DA, Mlynash M, et al. RAPID automated patient selection for reperfusion therapy: a pooled analysis of the Echoplanar Imaging Thrombolytic Evaluation Trial (EPITHET) and the Diffusion and Perfusion Imaging Evaluation for Understanding Stroke Evolution (DEFUSE) Study. *Stroke* 2011; 42: 1608-14. [\[Crossref\]](#)
 29. Albers GW, Lansberg MG, Kemp S, Tsai JP, Lavori P, Christensen S, et al. A multicenter randomized controlled trial of endovascular therapy following imaging evaluation for ischemic stroke (DEFUSE 3). *Int J Stroke* 2017; 12: 896-905. [\[Crossref\]](#)
 30. Ryu WHA, Avery MB, Dharampal N, Allen IE, Hettts SW. Utility of perfusion imaging in acute stroke treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Neurointerv Surg* 2017; 9: 1012-6. [\[Crossref\]](#)
 31. Nael K, Yoo B, Salamon N, Liebeskind DS. Acute Ischemic Stroke: MR Imaging-Based Paradigms. *Neuroimaging Clin N Am* 2021; 31: 177-92. [\[Crossref\]](#)
 32. Grams RW, Kidwell CS, Doshi AH, Drake K, Becker J, Coull BM, et al. Tissue-Negative Transient Ischemic Attack: Is There a Role for Perfusion MRI? *AJR Am J Roentgenol* 2016; 207: 157-62. [\[Crossref\]](#)
 33. Mannil M, Winklhofer SFX. *Neuroimaging techniques in clinical practice: physical concepts and clinical applications* 2020. [\[Crossref\]](#)
 34. Sandoval KE, Witt KA. Blood-brain barrier tight junction permeability and ischemic stroke. *Neurobiol Dis* 2008; 32: 200-19. [\[Crossref\]](#)
 35. Merali Z, Huang K, Mikulis D, Silver F, Kassner A. Evolution of blood-brain-barrier permeability after acute ischemic stroke. *PLoS One* 2017; 12: e0171558. [\[Crossref\]](#)
 36. Alsop DC, Detre JA, Golay X, Gunther M, Hendrikse J, Hernandez-Garcia L, et al. Recommended implementation of arterial spin-labeled perfusion MRI for clinical applications: A consensus of the ISMRM perfusion study group and the European consortium for ASL in dementia. *Magn Reson Med* 2015; 73: 102-16. [\[Crossref\]](#)
 37. Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Laval-Jeantet M. MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986; 161: 401-7. [\[Crossref\]](#)
 38. 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. [\[Crossref\]](#)
 39. Le Bihan D. Magnetic resonance imaging of perfusion. *Magn Reson Med* 1990; 14: 283-92. [\[Crossref\]](#)
 40. Federau C, Sumer S, Becce F, Maeder P, O'Brien K, Meuli R, et al. Intravoxel incoherent motion perfusion imaging in acute stroke: initial clinical experience. *Neuroradiology* 2014; 56: 629-35. [\[Crossref\]](#)

İskemik İnmede BT Perfüzyon Teknikleri

Ekim Gümeler, Şafak Parlak

Sayfa 244

Akut enfarktta serebral otoregulasyon bozulmuştur, hem CBF hem CBV azalır. MTT ve TTP artar. CBV ve MTT haritalarında eşleşen alanlar kurtarılamaz doku, nöral ölüm ve kor enfarkt alanına karşılık gelir. Penumburada ise serebral otoregulasyon korunmuştur, CBF azalırken MTT artar, serebral otoregulasyon mekanizmalarına bağlı iskeminin erken döneminde CBV değişmez ya da artar.

Sayfa 249

Düşük kardiyak outputlu ya da atriyal fibrilasyonlu hastalarda düşük kan akımı, ciddi proksimal arteriyel stenoz, arter ve venöz ROI'lerinin uygun seçilememesi, hatalı perfüzyon haritaları, hatalı iskemi ve hipoperfüzyon tanılarına neden olabilir.

Sayfa 251

İskemik penumburada, TTP/MMT veya Tmax uzamıştır, CBV korunmuş, hatta kompanse dilatasyona bağlı artmış bile olabilir. Difüzyonda özellik yoktur. Bu şekilde iskemik penumbranın, perfüzyon haritalarında anormallik gösterirken kısıtlanmış difüzyon göstermemesi "Difüzyon/Perfüzyon uyumsuzluğu" olarak da adlandırılır.

Sayfa 251

DSC MRG ile iskemik penumbranın belirlenmesinin bir katkısı da tedavi yönteminin belirlenmesidir.

İskemik İnmede BT Perfüzyon Teknikleri

Ekim Gümeler, Şafak Parlak

1. Aşağıdakilerden hangisi iskemik penumbranın perfüzyon BT bulgusu değildir?
 - a. CBV azalır
 - b. CBF azalır
 - c. CBV sabit kalır
 - d. CBV artar
 - e. MTT uzar
2. Aşağıdakilerden hangisi doğru değildir?
 - a. Perfüzyon BT’de venöz eğri arteriyel eğriye göre 1-2sn. gecikme ile oluşur ve arteriyel eğriden yüksektir.
 - b. Arteriyel ROI seçimi için genellikle aksiyel serilerdeki perpendiküler seyri nedeniyle ön serebral arterin A2 segmenti ya da orta serebral arter kullanılır
 - c. Venöz ROI seçimi için superior sagittal sinüs ya da torkular herofili kullanılabilir
 - d. Serebral kan akımı (CBF) Dakikada 100 gram beyin dokusu için mililitre kan birimidir
 - e. Nöbet durumunda iktal bölge perfüzyon BT’de hipoperfüzyon gösterir ve akut enfarktla karışabilir
3. Aşağıdakilerden hangisi MRG incelemesinde difüzyon/perfüzyon uyumsuzluğu gösteren parankimin özelliklerinden değildir?
 - a. Difüzyon kısıtlanması göstermemesi
 - b. Difüzyon kısıtlanması göstermesi
 - c. CBF azalması
 - d. MTT uzaması
 - e. Tmax uzaması
4. DSC MRG akut iskemi tanısı ile gelen hastalarda aşağıdaki hangi durumlarda önceliklidir?
 - I. İskemik penumbranın belirlenmesi
 - II. Tanısı uzamış hastalarda mekanik trombektomi kararının verilebilmesi
 - III. Geçici iskemik atak ile gelen difüzyon negatif hastaların değerlendirilmesi
 - IV. Eşlik eden diğer parankimal patolojilerin belirlenmesi
 - V. Merkez enfarkt hacminin hesaplanması
 - a. I, II, V
 - b. I, III, V
 - c. I, IV, V
 - d. I, II, III
 - e. II, III, V
5. Hem doku mikrosirkulasyonu hem de doku mikroyapısı hakkında bilgi sağlayan, hem perfüzyon hem difüzyon bilgisi verebilen MR görüntüleme tekniği aşağıdakilerden hangisidir?
 - a. DSC MRG
 - b. DCE MRG
 - c. IVIM MRG
 - d. ASL MRG
 - e. BT perfüzyon