Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

Konuk Editör: Hasan Yiğit

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ





Cilt 8 • Sayı 2 • Ağustos 2020

turkradyolojiseminerleri.org

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Konuk Editör: Hasan Yiğit

Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

Cilt 8 • Sayı 2 • Ağustos 2020





Baş Editör



Mecit Kantarcı Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Erzurum

Editörler



Hatice Tuba Sanal Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Gülhane Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara



Mehmet Ruhi Onur Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara



Yayıncı İbrahim KARA

Yayın Yönetmeni Ali ŞAHİN

Editöryel Geliştirme Gizem KAYAN TEKAÜT

Yayın Yönetmeni Yardımcısı Gökhan ÇİMEN Yayın Koordinatörleri İrem SOYSAL Arzu YILDIRIM Deniz KAYA Bahar ALBAYRAK Emre KARA

Mali ve İdari İşler Zeynep YAKIŞIRER ÜREN Betül ÇİMEN

Proje Koordinatörleri Sinem KOZ Doğan ORUÇ Grafik Departmanı Ünal ÖZER Deniz DURAN Beyzanur KARABULUT

İletişim Adres: Büyükdere Cad. No: 105/9 34394 Mecidiyeköy, Şişli, İstanbul Telefon: +90 212 217 17 00 Faks: +90 212 217 22 92 E-posta: info@avesyayincilik.com

DERGİ YÖNERGESİ

1. Tanım ve Amaç

Bu yönerge, Türk Radyoloji Derneği'nin yayın organı olan Türk Radyoloji Seminerleri'nin bilimsel açıdan yüksek nitelikli olması amacıyla, yayın politikasını ve işleyişini tanımlamaktadır. İçerikte yer alan maddeler Türk Radyoloji Derneği'nin bilimsel politikaları ve tüzüğünde yer alan prensiplere uygun hazırlanmıştır.

Türk Radyoloji Derneği'nin bilimsel yayını olan Diagnostic and Interventional Radiology dışında, yılda 3 kez Türkçe olarak yayınlayacağı Türk Radyoloji Seminerleri, radyoloji ve ilgili diğer branşlarda görev yapan hekimlerin, seçilmiş konularda güncel bilgi ve deneyimlere ulaşmasını ve asistan eğitimine katkı sağlamayı amaçlamaktadır.

2. İşleyiş

- Editörler Kurulu Türk Radyoloji Derneği tarafından atanan bir Editör ve iki Editör Yardımcısı'dan oluşur.
- Editörler Kurulu derginin Yazım Kuralları'nı belirler.
- Her sayı için, Editörler Kurulu tarafından ana konu başlığı ve Konuk Editör belirlenir.
- Konuk Editör, Editörler Kurulu tarafından belirlenen çerçeve ve verilen süre içinde yayınlanacak olan yazı başlıklarını ve bu yazıları hazırlayacak olan kişileri belirleyerek Editörler Kurulu'na sunar.
- Editörler Kurulu'nun onayını takiben yazarlara davet mektupları gönderilir.
- Yazılar Konuk Editör tarafından kontrol edilir ve düzeltmeler yapıldıktan sonra Editörler Kurulu'na gönderilir.
- Editörler Kurulu tarafından kontrol edilen yazılar baskı planına aktarılır. Editörler Kurulu bu aşamada yazıların içeriği ve yazarlarıyla ilgili düzenleme yapma yetkisine sahiptir.

3. Editörler Kurulu'nun Özellikleri

- Editörler Kurulu Türk Radyoloji Derneği Yönetim Kurulu tarafından üç sene için atanır. Editörler Kurulu'nda en fazla iki dönem görev alınabilinir.
- Editörler Kurulu'na atanacak kişilerin Web of Science'ta indekslenen tıp dergilerinde yayınlanmış en az 30 adet yayını olmalıdır.
- Bu yayınların en az 10 tanesi araştırma yazısı olmalıdır.
- Bu yayınların en az 5'inde birinci isim ya da sorumlu (Corresponding) yazar olarak yer almalıdır.

4. Editörler Kurulu'nun Sorumlulukları

- Derginin amaçlarını ve yayın politikasını TRD Yönetim Kurulu ile birlikte belirlemek
- Baskının zamanında yapılmasını ve devamlılığını sağlamak
- Yazıların içeriğini denetlemek ve düzenlemek
- · Konuk Editör'ü ve ana konu başlığını belirlemek ve yazarları onaylamak
- · Gerek görüldüğünde konuk editöre alt konu başlıkları ve yazar önerisinde bulunmak

5. Konuk Editör'ün Özellikleri

- Konusunda, uluslararası derneklerin yönetiminde veya kongre aktivitelerinde aktif görev almış olmalı ya da aşağıdaki kuralları karşılamalıdır.
- Web of Science'ta indekslenen dergilerde yayınlanmış en az 30 yayını olmalıdır.
- Yayınların en az 8 tanesi araştırma makalesi olmalıdır.
- Yayınların en az 5 tanesinde ilk isim ya da sorumlu (Corresponding) yazar olarak yer almalıdır.

6. Konuk Editör'ün Görevleri

- Güncel konulu yazı başlıklarını Editörler Kurulu ile birlikte belirlemek
- Yazarları Editörler Kurulu ile birlikte belirlemek
- Yazıları süresi içinde yazarlardan toplamak
- · Yazı içeriklerini, görselleri, tabloları ve kaynakları kontrol etmek ve düzeltmeleri yapmak
- Her yazı için bilimsel içerik yönünden hakemlik yapmak

AMAÇLAR VE KAPSAM

Türk Radyoloji Seminerleri, Türk Radyoloji Derneği'nin sürekli tıp eğitimi faaliyetleri kapsamında sadece elektronik olarak yayınlanmaktadır. Yayın dili Türkçe olan dergi Nisan, Ağustos ve Aralık aylarında olmak üzere yılda 3 sayı yayınlanmaktadır.

Derginin öncelikli hedefi, kanıta dayalı tıp literatürüne yansımış olan en güncel bilgileri ve deneyimleri, radyoloji alanında çalışan hekimlere ve ilgili diğer branşlarda görev yapan hekimler ve sağlık profesyonellerine pratik bir şekilde aktarmaktır.

Derginin yayın politikası ve Editöryel işleyişi, Türk Radyoloji Derneği tarafından atanan bir Editör ve iki Editör Yardımcısı'dan oluşan Editörler Kurulu tarafından, uluslararası biyomedikal yayıncılık standartları ve etik prensiplere bağlı kalınarak belirlenir ve denetlenir.

Editörler Kurulu her sayı için radyolojinin alt konularından bir ana başlık belirler ve içerik planlaması ve koordinasyonu için Konuk Editör atanır. Konuk Editör yazıların başlıkları ve yazarlarını planlayarak Editörler Kurulu'nun onayına sunar. Yazıların basım öncesi denetimi ve içerik düzenlemeleri Konuk Editör ve Editörler Kurulu tarafından yapılır. Yazıların bilimsel ve hukuki sorumluluğu yazarlarına aittir.

Dergide yayınlanan yazılar www.turkradyolojiseminerleri.org adresinde tam metin olarak yayınlanmaktadır.

Derginin mali kaynakları, reklam gelirleri ve Türk Radyoloji Derneği fonlarından oluşmaktadır. Reklam vermek isteyen kuruluşlar Türk Radyoloji Derneği'ne başvurmalıdır.

Türk Radyoloji Seminerleri'nin isim hakkı ve yayınlanan içeriklerin telif hakları yazarların yazılı izinleriyle Türk Radyoloji Derneği'ne aittir. Yazılar, tablolar, görseller ve diğer tüm içeriklerin kullanımı ve tıpkı basımları için Türk Radyoloji Derneği'ne müracaat edilmelidir.

Editörler Kurulu

Adres: Hoşdere Cad., Güzelkent Sok, Çankaya Evleri, F Blok, No:2 06540 Çankaya, AnkaraTelefon: +90 312 442 36 53Faks: +90 312 442 36 54E-posta: info@turkradyolojiseminerleri.orgWeb: www.turkradyolojiseminerleri.org

Yayıncı - AVES

Adres: Büyükdere Cad. No: 105/9 34394 Mecidiyeköy, Şişli, İstanbulTelefon: +90 212 217 17 00Faks: +90 212 217 22 92E-posta: info@avesyayincilik.comWeb: www.avesyayincilik.com

YAZIM KURALLARI

Türk Radyoloji Seminerleri'nde sadece Editörler Kurulu ve Konuk Editör tarafından belirlenen ve davet edilen yazılar yayınlanır. Bu sistem dışında dergiye gönderilen yazılar değerlendirmeye alınmaz.

Davet edilen kişiler yazılarını aşağıda belirtilen formatlarda hazırlayarak www.turkradyolojiseminerleri.net web sayfası üzerinden dergiye göndermelidir. Yazıların hazırlanması aşamasında bu kurallara riayet edilmesi derginin yayın süreçlerinin hızlı ve sağlıklı bir şekilde yürütülmesi açısından önemli olduğundan tüm yazarların bu kılavuza uygun hareket etmeleri Editörler Kurulu tarafından beklenmektedir.

Genel Kurallar

- 1. Yazılar bilimsel açıdan üst düzeyde olmalı ve en güncel kaynaklarla desteklenmelidir.
- Daha önce başka bir dergi veya kitapta yayınlanmamış ya da yayın için değerlendirme aşamasında olmamalıdır.
- 3. Metinler özgün hazırlanmalı, başka bir yerli kaynaktan kopyalanmamalı veya yabancı kaynaklardan çeviri yapılmamalıdır. Tüm yazılar baskı öncesi iThenticate programı üzerinden aşırma ve kopya yayın yönlerinden incelenecek ve literatürdeki diğer yayınlarla benzeşme oranları yüksek bulunan yazılar yazarlarına iade edilecektir.
- 4. Yazılarda yer verilen tablolar, şekiller, resimler ve diğer görseller özgün olmalı, başka bir kaynaktan alındıysa Türk Radyoloji Seminerleri'nde tekrar yayınlanabilmesi için gerekli izinler yazarlar tarafından alınmalı ve izin belgeleri dergiye gönderilmelidir.
- Kaynak listesinde yalnızca yayınlanmış ya da yayınlanmak üzere kabul edilmiş ve mümkün oldukça yeni çalışmalar kullanılmalıdır. Ulaşılması mümkün olmayan ve veri tabanlarında indekslenmeyen kaynaklar kullanılmamalıdır.
- Özellikle tablolar, metni açıklayıcı ve kolay anlaşılır hale getirecek biçimde hazırlanmalı ve metnin tekrarı niteliğinde olmamalıdır.
- Her yazıda en fazla iki isim olmalı ve yazarlardan en az bir tanesinin akademik ünvanı ya da eğitim hastanelerinde 10 yılın üzerinde uzmanlığı bulunmalıdır. Her sayıda, bir yazarın en fazla bir adet yazısı yayınlanabilir.
- Yazarlardan en az birinin, Web of Science'da indekslenen dergilerde çıkmış en az 15 yazısı olmalı, bu yayınlardan en az 8 tanesi araştırma ma-

kalesi olmalı, en az 5 tanesinde ilk isim olmalıdır.

9. Yazılar derginin yayınlanma tarihinden en geç 5 ay öncesinde konuk editöre iletilmiş olmalıdır.

Teknik Kurallar

- Yazılar Microsoft Office Word programında, Times New Roman yazı karakterinde, 12 punto, çift satır aralıklı ve sayfa kenarı boşlukları 2.5 cm olarak hazırlanmalıdır.
- Derginin yayın dili Türkçe olduğundan yazı dosyalarında yer alan tüm içerikler sadece Türkçe dilinde verilmelidir.
- İlk sayfada yazının başlığı, 500 boşluksuz karakter sayısını geçmeyecek şekilde özeti, yazarların isimleri, kurum bilgileri, posta adresleri, E-posta adresleri ve telefon numaraları yazılmalıdır.
- 4. İkinci sayfadan itibaren yazının tam metni verilmelidir. Tam metin, yazının konusuna uygun bir şekilde yazarlar tarafından belirlenen alt başlıklara bölünmelidir. Tam metin kelime sayısının alt ve üst sınırı, yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir.
- 5. Tam metin yazıldıktan sonra Kaynaklar verilmelidir. Kaynakların alt ve üst sınırı yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir. Tüm Kaynaklar cümle sonlarında köşeli parantez içinde yazılmalı ve metin içinde geçiş sırasına göre listelenmelidir. Kaynak yazım stilleri aşağıda verilen formata uygun olmalıdır.
 - Altı ya da daha az yazarlı kaynaklarda tüm isimler yazılmalı, yazar sayısı altıyı aştığında ise, ilk altı yazarın ismi yazılarak arkasından tam metni Türkçe olan kaynaklarda "ve ark.", İngilizce olan kaynaklarda ise "et al." ifadesi eklenmelidir.
 - Dergi: Muller C, Buttner HJ, Peterson J, Roskomun H. A randomized comparison of clopidogrel and aspirin versus ticlopidine and aspirin after placement of coronary artery stents. Circulation 2000; 101: 590-3.
 - Kitap bölümü: Sherry S. Detection of thrombi. In: Strauss HE, Pitt B, James AE, editors. Cardiovascular Medicine.St Louis: Mosby; 1974.p.273-85.
 - Tek yazarlı kitap: Cohn PF. Silent myocardial ischemia and infarction. 3rd ed. New York: Marcel Dekker; 1993.

- Yazar olarak editör(ler): Norman IJ, Redfern SJ, editors. Mental health care for elderly people. New York: Churchill Livingstone; 1996.
- Toplantida sunulan makale: Bengisson S. Sothemin BG. Enforcement of data protection, privacy and security in medical informatics. In: Lun KC, Degoulet P, Piemme TE, Rienhoff O, editors. MEDINFO 92.Proceedings of the 7th World Congress on Medical Informatics; 1992 Sept 6-10; Geneva, Switzerland. Amsterdam: North-Holland; 1992.p.1561-5.
- Bilimsel veya teknik rapor: Smith P. Golladay K. Payment for durable medical equipment billed during skilled nursing facility stays. Final report. Dallas (TX) Dept. of Health and Human Services (US). Office of Evaluation and Inspections: 1994 Oct. Report No: HHSIGOE 169200860.
- Tez: Kaplan SI. Post-hospital home health care: the elderly access and utilization (dissertation). St. Louis (MO): Washington Univ. 1995.
- Yayına kabul edilmiş ancak henüz basılmamış yazılar: Leshner AI. Molecular mechanisms of cocaine addiction. N Engl J Med In press 1997.
- Erken Çevrimici Yayın: Aksu HU, Ertürk M, Gül M, Uslu N.Successful treatment of a patient with pulmonary embolism and biatrial thrombus. Anadolu Kardiyol Derg 2012 Dec 26. doi: 10.5152/akd.2013.062. [Epub ahead of print]
- Elektronik formatta yayınlanan yazı: Morse SS. Factors in the emergence of infectious diseases. Emerg Infect Dis (serial online) 1995 Jan-Mar (cited 1996 June 5): 1(1): (24 screens). Available from: URL: http://www. cdc.gov/ncidodlElD/cid.htm.
- 6. Tablolar Microsof Office Word programında "Tablo Ekle" özelliği kullanılarak hazırlanmalı ve Kaynaklar'dan sonra metin içinde geçiş sırasına uygun olarak yerleştirilmelidir. Her yazı için belirlenen tablo sayısı, yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir.
- 7. Görseller (Şekil ve Resim) tam metinde geçen konuları açıklamaya yetecek sayıda olmalı, yüksek çözünürlüklü ve en az 300 dpi jpeg dosyası formatında online sisteme ayrıca yüklenmelidir. Görselerin numaralandırmaları metin içinde işaretlenmeli ve alt yazıları tam metin dosyasının

sonuna eklenmelidir. Her yazı için belirlenen tablo sayısı, yazının konusuna uygun olacak şekilde Konuk Editör tarafından yazarlara bildirilecektir.

- Video ve hareketli görüntülerle desteklenen yazılar derginin sürekli tıp eğitimi amacına hizmet etmesi açısından değerli ve önemlidir. Bu dosyalar en fazla 3 MB boyutunda ve "mpeg" formatında hazırlanmalı ve ayrı bir dosya olarak sisteme yüklenmelidir.
- Tablo ve görsellerin başlıklarında ve yazı içinde anılmasında Arabik rakam yazılmalı, Roma rakamları kullanılmamalıdır.
- 10. Görseller, videolar ve hareketli görüntülerde hasta ve kurum isimleri yer almamalıdır.
- 11. Metin, tablo ve görsellerde kullanılan ondalık sayılar virgül ile ayrılmalıdır.
- 12. Paragrafların ilk cümleleri kısaltma ile başlamamalıdır.
- Farmasötik ürünler jenerik isimleriyle yazılmalı, ticari marka adı kullanılmamalı; tıbbi malzeme ve aygıt isimlerinde ise marka ve firma ismi ile, şehir ve ülke bilgisi yer almalıdır.
- Hazırlanan konu ile ilgili metnin sonunda 5 adet çoktan seçmeli soru hazırlanmalı ve doğru yanıtı işaretlenmelidir.
- 15. Yayın Hakkı Devir Formu doldurularak imzalanmalı ve dergiye gönderilmelidir. Yazarlar imzaladıkları formu tarayıcıdan geçirerek sisteme PDF veya JPEG formatında yükleyebilecekleri gibi, E-posta, faks veya kargo ile de aşağıda yazılı Yayıncı adreslerine gönderebilirler. Yayın Hakkı Devir Formu gönderilmeyen yazılar basılmayacaktır.

Her türlü konuda bilgi ve destek almak için aşağıda yazılı adresler aracılığıyla Editörler Kurulu ve Yayıncı ile iletişim kurulabilir.

Editörler Kurulu

Adres	: Hoşdere Cad., Güzelkent Sok, Çankaya
	Evleri, F Blok, No:2 06540 Çankaya, Ankara
Telefon	: +90 312 442 36 53
Faks	: +90 312 442 36 54
E-posta	: info@turkradyolojiseminerleri.org
Web	: www.turkradyolojiseminerleri.org

Yayıncı - AVES

Adres	: Büyükdere Cad. No: 105/9 34394
	Mecidiyeköy, Şişli, İstanbul
Telefon	: +90 212 217 17 00
Faks	: +90 212 217 22 92
E-posta	: info@avesyayincilik.com
Web	: www.avesyayincilik.com

Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

KONUK EDİTÖRDEN



Değerli meslektaşlarım,

İlk klinik Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) sistemi 1980'lerin başında kullanılmaya başlandıysa da fizik temelini oluşturan nükleer manyetik rezonansın (NMR) keşfi 20. yüzyılın ilk yarısına uzanmaktadır. Klinik kullanıma girdikten sonraki dönemde MRG teknolojisindeki hızlı gelişmeler sayesinde günümüzde çok yaygın bir kullanım alanı elde etmiştir. En yüksek yumuşak doku kontrast çözünürlüğüne sahip radyolojik görüntüleme yöntemi olmasının yanı sıra yalnızca morfolojik bilgi değil sağladığı fonksiyonel bilgi ve ileri doku karakterizasyonu yetenekleri ile ön plana çıkmaktadır. Tüm teknolojik gelişmelere rağmen inceleme süreleri diğer radyolojik yöntemlere

kıyasla daha uzun olsa da günlük radyoloji pratiğinde vazgeçilmez bir yere sahiptir.

Diğer radyolojik görüntüleme yöntemlerinde olduğu üzere MRG'de de yöntemin fizik temellerine ilişkin temel bilgi sahibi olmak radyoloji eğitiminin ayrılmaz bir parçasıdır. Bu bilgi günlük pratikte uygun görüntüleme seçeneklerinin seçiminde, inceleme protokolü oluşturmada, optimizasyonda, artefaktları tanıyıp gidermede ve görüntüleri doğru değerlendirmede önemli olduğu kadar hasta ve çalışan güvenliği ve cihaz yönetimi ile ilgili konularda da önemlidir.

Çok zengin görüntüleme bileşenlerinden oluşan MRG'ye ilişkin fizik prensipler genellikle radyoloji eğitiminin en zorlayıcı konularından biri olmuştur. Türk Radyoloji Seminerleri dergisinin bu sayısında bu konuda deneyimli radyologlar tarafından, radyologlara yönelik güncel Türkçe bir kaynak oluşturmayı hedefledik. Bu sayıda temel MR fiziğinin yanı sıra, ileri görüntüleme yöntemlerinin de temel fizik prensiplerini ve klinik uygulamalarına ilişkin temel bilgileri bulabileceksiniz. Bu sayıda aynı zamanda güncel bir konu alan PET-MRG hibrid görüntülemeye de yer verdik. Bu sayının hazırlanmasına katkı sağlayan tüm değerli hocalarımıza ve size ulaşmasında görev alan ekibe teşekkür ediyorum.

Türk Radyoloji Seminerleri Dergisi, Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği sayısının gerek uzmanlık eğitimi gerekse uzmanlık sonrası eğitimde yararlı olması dileğiyle...

Doç. Dr. Hasan Yiğit

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

HAZIRLAYANLAR

AHMET MUHTEŞEM AĞILDERE, Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

AYŞE ARALAŞMAK, Memorial Bahçelievler Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye

AYŞE ERDEN, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

BANU KARAALİOĞLU, İstanbul Medipol Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

BANU TOPÇU ÇAKIR, Ankara Şehir Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Ankara, Türkiye

CEMİLE AYŞE GÖRMELİ, İstinye Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

DERYA FİDAN, Dr. Suat Günsel Girne Üniversitesi Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Girne, KKTC

EBRU DÜŞÜNCELİ ATMAN, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

FAZIL GELAL, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

HASAN YİĞİT, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

HÜLYA ÖZDEMİR, Başkent Üniversitesi Adana Dr. Turgut Noyan Uygulama ve Araştırma Merkezi, Radyoloji Bölümü, Adana, Türkiye **İLHAN ERDEN**, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

KAMİL KARAALİ, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

MAHİNUR CERİT, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

MERVE HOROZ DÖNMEZ, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

MURAT UÇAR, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

NAGİHAN İNAN GÜRCAN, Demiroğlu Bilim Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

NAİL BULAKBAŞI, Dr. Suat Günsel Girne Üniversitesi Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Girne, KKTC

PINAR NERCİS KOŞAR, Ankara Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Ankara, Türkiye

SOHEİL SABET, Gayrettepe Florence Nightingale Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye

Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

Cilt 8 • Sayı 2 • Ağustos 2020

İçindekiler

Atomdan MR Sinyaline Temel Fizik Prensipler, Görüntü Oluşumu ve Görüntü Ağırlığı

Kamil Karaali

Kesitsel görüntüleme yöntemlerinden Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), uygulama alanı her geçen gün artan, tanı ve izlemde ilk sıralarda istenen radyolojik yöntem konumundadır. Tüm radyolojik yöntemlerde olduğu gibi, MRG'de de temel fiziğin bilinmesi, yöntemin klinik kullanımında doğru yorumlama, tuzak ve yanılgılardan kaçınma için önemlidir. Oldukça karmaşık olan MRG fiziği, birçok kaynakta basite indirgenmiş haliyle yer alır ve bu halinin kavranması çoğunlukla yeterlidir. Bu bölümde, MR sinyali ve görüntü oluşumunun aşamaları temel şekliyle ele alınacaktır

Manyetik Rezonans Görüntülemede Temel Sekanslar	1
---	---

Pınar Nercis Koşar

Manyetik rezonans görüntülemede temel olarak kullanılan Spin Eko ve Gradient Eko sekanslarının özellikleri, avantajları ve dezavantajları ile birlikte kullanım alanları tartışıldı. Bu sekansların klasik, çoklu ve hızlı formları, teknik parametreleri, çizimleri ile anlatıldı, görüntü örnekleri verildi.

MRG'DE Kontrast Artırma Yöntemleri ve MR Kontrast Maddeler

Ebru Düşünceli Atman

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) en yüksek yumuşak doku çözünürlüğüne sahip radyolojik inceleme yöntemidir. MRG'de kontrast, dokuların birbirinden ayırt edilmesini sağlayan sinyal intensite farklılığıdır. Kontrastı etkileyen ana parametreler dokudaki proton yoğunluğu, T1, T2 süreleri gibi dokuya özgü faktörler ve puls tekrarlama zamanı (TR), eko zamanı (TE) gibi değiştirilebilen faktörlerdir. Kontrast üzerinde etkili olan diğer bir faktör de paramanyetik veya süperparamanyetik maddeler kullanarak dokular arasındaki sinyal intensite farklılığının belirginleştirilmesidir.

Görüntü Optimizasyonu ve Hızlı Görüntüleme Teknikleri

Murat Uçar, Mahinur Cerit

Manyetik rezonans görüntüleme kontrast ve uzaysal çözünürlüğü üstün dijital görüntüleme yöntemidir. Görüntü kalitesi görüntünün, objeyi ya da patolojiyi ne kadar iyi temsil ettiğinin göstergesidir. Görüntülerin optimizasyonu için kritik öneme sahip kontrast, uzaysal çözünürlük ve inceleme süresi arasındaki denge gözetilmelidir. Kaliteli ve hızlı bir görüntü elde etmek için parametrelerinin optimizasyonu sağlanmalı ve paralel görüntüleme tekniklerinden faydalanılmalıdır. Bu derlemede görüntü optimizasyonu ve hızlı görüntüleme yöntemlerinden bahsedilecektir.

185

69

155

200

MRG'de Akım Etkileri, Akıma Dayalı Görüntüleme ve MR Anjiyografi

Hasan Yiğit

MRG'de TOF fenomeni ve faz etkileri olmak üzere iki temel akım fenomeni mevcut olup geleneksel kontrastsız MR anjiyografi teknikleri olan TOF MR anjiyografi ve Faz kontrast MR anjiyografinin temelini oluştururlar. Zaman içerisinde EKG tetiklemeli FSE MR anjiyografi, b-SSFP MR anjiyografi ve bu yöntemlerin ASL teknikleri ile kombinasyonu başta olmak üzere yeni kontrastsız MR anjiyografi yöntemleri geliştirilmiştir. Bununla birlikte günümüzde kontrastlı MR anjiyografi yöntemleri avantajları nedeniyle çok daha yaygın olarak kullanılmaktadır.

Man	vetik	Duy	/arlılığa	Dav	alı	Görüntül	eme	Teknikler	i I
Iviaii	yeur	Duy	armya	Day	an	Gorantan	ente	TEKHIKIEI	

Banu Karaalioğlu, Ayşe Aralaşmak

Manyetik duyarlılık tipleri, gradient eko oluşumu, T2* relaksasyon ve eko planar görüntülemeden ve manyetik duyarlılık esasına dayalı MR görüntüleme yöntemlerinden SWI, fonksiyonel MR ve dokulardaki demir birikimin ortaya koyan sinyal intensite oranı ve relaksometri'den bahsedilmiştir.

Perfüzyon MR Görüntüleme

Soheil Sabet, Nagihan İnan Gürcan

Günümüzde çözünürlük gücü giderek artan radyolojik görüntüleme yöntemleri sayesinde anotomik bilgi yanında dokudan perfüyon, difüzyon, spektroskopi veya elastografi gibi yöntemler sayesinde fonsiyonel bilgide elde edebilmekteyiz. Bu yöntemlerinden biri olan perfüzyon görüntüleme ile dokudaki kapiller ağdaki akım, intravasküler-ekstravasküler alan arasındaki hareket görüntülenebilmektedir. Bu yazıda perfüzyon MR görüntülemenin temel konsepti ve klinik uygulamaları literatür bilgileri ile birlikte gözden geçirilecektir.

Temel ve İleri Difüzyon Ağırlıklı MRG Teknikleri

Nail Bulakbaşı, Derya Fidan

Difüzyon görüntüleme, difüzyon gradyenti boyunca mikroskobik düzeyde hareket eden protonların voksel içi ve arası faz uyumunun bozulması sonucu, MR sinyalinde olan kaybi ölçen görüntüleme yöntemidir. Dokuların hem karakterizasyonu hem de detaylı anatomik yapısı gösterebilen difüzyon ağırlıklı görüntüleme ve gelişmiş türevleri, son 20 yıldır iskemik, dejeneratif, enfektif ve demyelinizan hastalıkların ayırıcı tanısında yaygın olarak kullanılmaktadır. Teknolojik gelişmelere paralel olarak kullanım alanı, etkinliği ve yaygınlığı giderek artan bir yöntemdir.

Manyetik Rezonans Spektroskopi

Merve Horoz Dönmez, Fazıl Gelal

Manyetik rezonans spektroskopi, konvansiyonel MRG uygulamalarından farklı olarak dokudan metabolik bilgi sağlayan ve günlük radyoloji uygulamalarında giderek önem kazanan bir yöntemdir. Bulundukları moleküler ortama göre çekirdeklerin salınım frekanslarının farklı olması sayesinde metabolitleri birbirinden ayırır. En çok tek voksel ve multivoksel teknikler ile kullanılır. Metabolit konsantrasyonu arttıkça pik yüksekliği artar. Yöntemin fizik temellerini bilmek, hem çekim hem de yorumlama aşamasında tetkik kalitesini ve hasta yararını artıracaktır.

243

230

261

PET/MR

İlhan Erden

PET/MRG yeni bir hibrit görüntüleme yöntemi olup beyin, baş-boyun, akciğer, abdomen, pelvis, pediatrik yaş grubu kanserleri ve lenfoma olgularının evrelendirilmesinde, tedaviye yanıtın değerlendirilmesinde ve radyasyon tedavisinin planlanmasında kullanılmaktadır. Onkoloji dışında önemli kullanım alanları, nörolojik ve kardiyovasküler hastalıklardır. Bu makalede, PET/MR'ın fizik prensipleri, avantajları ve teknik sınırlamaları açıklanacak; PET/BT ile karşılaştırılması yapılacak ve klinik uygulama alanlarına kısaca yer verilecektir.

MR Elastografi

Ayşe Erden

MR elastografi, doku sertliğinin kantitatif değerlendirilmesine olanak veren noninvazif bir tekniktir. Kronik karaciğer parankim hastalığında, fibrozis tanısı ve evrelendirilmesinde, biyopsiye alternatiftir. Nonalkolik yağlı karaciğer hastalığında, steatohepatit/fibrozis gelişimini ortaya koymada da kullanılmaktadır. Tekrarlanabilir olması, geniş bir hacimde doku sertliğinin değerlendirilmesine olanak vermesi, örnekleme ve yorumlama hatalarının daha az olması gibi biyopsiye göre üstün yönleri vardır.

Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

Cemile Ayşe Görmeli

Kardiyak MR sekanslarının giderek artan karmaşıklığı nedeniyle yeni sekansların altında yatan fiziği takip etmek ve anlamak zorlaşmıştır. MR ile kardiyak görüntüleme için iki temel gereksinim mevcuttur. Bunlardan birincisi, data toplama işleminin olgunun EKG ile senkronize edilmesi; ikincisi ise MR sekansının olgunun nefes tutabileceği sürede tamamlanacak kadar kısa olabilmesidir. Bu yazı ile spesifik olarak kardiyak MR'da kullanılan temel ve ileri görüntüleme tekniklerinin fiziği anlatılmıştır.

MRG Artefaktları ve Çözüm Yöntemleri

Banu Topçu Çakır

Artefakt anatomik olarak normalde var olmayan ancak çeşitli etkenlerden dolayı MRG'ye yansıyan yapılardır. Aslında tüm MR görüntülerde bir miktar artefakt mevcuttur. Bazı artefaktlar sadece azaltılabilirken bazıları tamamen ortadan kaldırılabilir. Bu nedenle hem optimum görüntü elde etmek hem de patoloji ile karıştırmamak için artefaktın nedeni ve nasıl ortadan kaldırılabileceği bilinmelidir. Bu makalede sık görülen artefaktlar ve çözüm yolları gözden geçirilecektir.

Manyetik Rezonans Görüntülemede Donanım ve Güvenlik

Hülya Özdemir, Ahmet Muhteşem Ağıldere

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) cihazının temel bileşenleri ana magnet, gradient sarmallar, shim sarmallar, radyofrekans sarmallar ve bilgisayar sistemidir.MRG sisteminde güvenlik ve donanım yakın ilişkili olup, cihazın her bileşeni için ayrı güvenlik riskleri bulunmaktadır. Bu yazıda MRG donanımı ile ilgili temel bilgiler ve teknolojik gelişmelerden ve MRG'de güvenlik konusunda güncel bilgilerden bahsedilecektir.

285

302

294

315

338



Trd Sem 2020; 8: 155-168

Atomdan MR Sinyaline Temel Fizik Prensipler, Görüntü Oluşumu ve Görüntü Ağırlığı

Kamil Karaali 🝺

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Manyetik rezonans görüntülemede sinyal oluşumun temel fizik prensiplerinin kavranması
- Manyetik rezonans görüntülemede kesit alınmasının mekanizmasının kavranması
- Manyetik rezonans görüntülemede temel sekansların fiziğinin öğrenilmesi

Karaali K. Atomdan MR Sinyaline Temel Fizik Prensipler, Görüntü Olusumu ve Görüntü Ağırlığı. Trd Sem 2020; 8: 155-168.

GİRİŞ

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) klinik kullanıma girdiği 1980'li yılların sonlarından itibaren, uygulama alanı her geçen gün artan ve birçok hastalığın tanı ve izleminde ilk sırada istenen tıbbi görüntüleme yöntemi konumundadır. Kesitsel bir görüntüleme yöntemi olan MRG, iyonizan radyasyon içermemesi gibi önemli bir avantaja sahiptir. Çok düzlemli (multiplanar) görüntülemeye olanak tanıması ve mükemmel yumuşak doku kontrastı da diğer üstün özellikleridir.

MRG fiziği son derece karmaşıktır. Klinik kullanımında doğru yorumlamanın yapılabilmesi; tuzak ve yanılgılara düşülmemesi için en azından temel MRG fiziğinin bilinmesi gereklidir. Zaten genel olarak, MR görüntüsü oluşumundaki son derece karmaşık fiziksel olayların tüm detayları değil de basite indirgenmiş halleri kaynaklarda yer alır ve bunların bilinmesi de çoğunlukla yeterli olur.

Bu bölümde MRG sinyalinin ve görüntü oluşumunun temel prensipleri ele alınacaktır.

ATOMUN YAPISI

Maddenin temel yapı taşı olan atomları protonlar, nötronlar ve elektronlar oluşturur. Atom modelleri, özellikle kuantum fiziğinin ortaya çıktığı 1920'li yıllardan itibaren farklılaşmış ve proton, nötron gibi parçacıların da daha küçük alt birimlerden oluştuğu anlaşılmıştır. Kuantum mekaniğinde atom altı parçacıkların hem partikül hem de dalga olarak modellenmesi mümkündür. Ancak; MRG fiziğinin ve sin-

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

🖂 Kamil Karaali • kamilkaraali@gmail.com

yal oluşumunun açıklanması için klasik atom modelini dikkate almak yeterlidir. Klasik atom modelinde (Danimarkalı Nobel ödüllü Fizikçi Bohr'un adıyla bilinen model); atom çekirdeğinde pozitif yüklü protonlar, yüksüz nötronlar bulunur. Atom numarası, çekirdekte bulunan proton sayısıdır. Proton ve nötronların sayısının toplamı ise atom ağırlığını verir. Çekirdeğin etrafında ise değişik yörüngelerde negatif yüklü elektronlar dönüş yaparlar. Elektronların sayısı protonlar ile aynıdır. Kararlı atomlarda nötronların sayısı da protonlar ile aynıdır. Atom ağırlığının çok yüksek olduğu atomlarda proton ve nötron sayıları arasında farklılıklar bulunabilir, bu fark çok fazlaysa kararsız atom olarak tanımlanırlar. Radyoaktif atomlar kararsız atomlardır.

MRG sinyalinin elde edilmesinde, bazı MR spektroskopi uygulamaları ve deneysel uygulamalar dışında hemen her zaman hidrojen atomu kullanılır [1]. Bunun en önemli nedeni, her şeyden önce vücutta en çok bulunan molekül olan suyun yapısında iki adet bulunan hidrojenin bolluğudur. Ayrıca hidrojen atomunda sadece bir proton ve bir elektron bulunur, nötron yoktur (Resim 1). Hidrojenin bu çekirdek özelliği, manyetik alanlarda etkileşimde önemli rol oynayan giromanyetik sabitinin (simgesi γ) diğer atomlardan çok daha yüksek olmasına neden olur [2]. Bu nedenlerle konvansiyonel MRG'de hidrojen atomu sinyal kaynağı olarak kullanılmaktadır.

Dışsal Manyetik Alan

Sinyali elde edebilmek için hidrojen atomlarının çekirdeğindeki protonlar yüksek manyetik alan içerisine yerleştirilir. Buradaki manyetik alanın gücü cihazdan cihaza değişmekle birlikte, çoğunlukla 1,5 Tesla ya da 3 Tesla manyetik alana sahip MR aygıtları klinik kullanımdadır. Ancak çok daha yüksek manyetik alan gücüne (10,5 Tesla) sahip cihazlar da deneysel amaçlarla kullanılmaktadır [3]. Bir Tesla 10 bin Gauss'a eşit bir manyetik alan güç birimidir [1]. Bir Gauss ise tanım olarak 1 santimetrekare alandan geçen 1 manyetik vektör gücüne eşit bir birimdir. Dünyanın manyetik alanı yaklaşık



Resim 1. Hidrojen atomunun sematik görünümü. Çekirdekte bir proton pozitif yüklü, yörüngede bir elektron negatif yüklüdür. Buradaki parçacık büyüklüğü ve yörünge mesafesi temsilidir. Elektronun kütlesi protonun 1836'da biridir. Yörünge uzaklığı ise şekildekine göre çok daha fazladır. Benzetme olarak çekirdek bir basket topu büyüklüğünde olsa, elektron buna 4 km kadar uzakta olan bir misket tanesi gibidir. Ancak bu klasik atom modeli için geçerlidir. Kuantum atom modelinde ise elektronlar, çekirdek etrafında bulut şeklinde bir dalga enerjisi olarak düşünülür.

0,5 Gauss'tur. Dolayısıyla 1,5 Tesla gücünde bir cihazın gantri adı verilen boşluğunun merkezinde dünyanın manyetik alan gücünün 30 bin katı güçte manyetik alan bulunmaktadır. Bu değer 3 Tesla cihazlarda 60 bin katı olup manyetik alanın ne kadar güçlü olduğu hakkında fikir vermektedir. Bu yüksek manyetik alanın varlığı, çekim alanında her şeyden önce güvenlik tedbirlerine dikkat edilmesi gerekliliğini ortaya koyar. Görüntü kalitesi açısından önemli bir konu da manyetik alanın homojenitesidir. Homojenite, manyetik vektörlerin olabildiğince birbirine paralel olması şeklinde düşünülebilir. Homojenite cihazlarda ppm (parts per million) olarak ifade edilen bir değerdir ve her milyon vektör çizgisinde homojen olmayan vektör sayısını ifade eder. Bu değer ne kadar düşükse homojenite o kadar iyidir (Resim 2). Manyetik alanın homojenitesi, cihazın kurulum aşamasında en iyi seviyeye getirilmeli, sonraki zamanlarda da periyodik olarak test edilmelidir [4].



Resim 2. Manyetik alan oluştuğunda manyetik vektörler meydana gelir. Herhangi bir alandan geçen manyetik vektörler ne kadar birbirine eşit uzaklıkta ve paralel ise (sol alt) manyetik alan o kadar homojendir. Sağ alttaki gibi uzaklıklar arası eşitsizlik inhomojenite anlamına gelir ve inhomojenite ppm (parts per million) birimiyle ifade edilir.

Peki, yüksek manyetik alan gücü içerisine yerleştirilen protonlarda ne gibi fiziksel olaylar meydana gelmektedir?

Paralel ve Antiparalel Dizilim

Burada, öncelikle protonların pozitif yüklü parçacıklar olduğunu hatırlatarak, her atom altı parçacığın aynı zamanda kendi etrafında dönüş yaptığını (spin) belirtmek gerekir. Yüklü parçacıklarda bu dönüş, parçacığın da manyetik vektöre sahip olmasına yol açar (Resim 3). Dolayısıyla, her bir protonu, çok küçük de olsa birer mıknatıs gibi düşünmek mümkündür. Bu manyetik vektörler, dışarıda güçlü bir manyetik alan yok iken gelişigüzel yönleri gösterirler ve dokuda bu nedenle net bir manyetik vektör oluşmaz.

Ancak çok güçlü dışsal bir manyetik alan varlığında, protonlar bu dışsal manyetik alanın vektörü ile aynı yönde (paralel) ya da tam zıt yönde (antiparalel) dizilime zorlanırlar (Resim 4) [1, 2]. Burada, paralel ve antiparalel protonlar eşit oranda olsaydı, protonlara ait zıt vektörlerin etkisi birbirini götüreceğinden dokuda manyetizasyon oluşmazdı. Ancak; paralel konumda



Resim 3. Pozitif yüklü proton, kendi etrafında dönme (spin) hareketi yapmaktadır. Bu spin, protonun manyetik vektöre sahip olmasına neden olur. Bu spin hareketi nedeniyle her protonu çok küçük de olsa birer çubuk mıknatıs gibi düşünmek mümkündür.

olmak, antiparalel konumda olmaya göre daha düşük enerji gerektirdiği için, paralel dizilen protonların sayısı biraz daha fazla olur. Aradaki fark on milyonda yedi kadardır. Çok az gibi görünse de bir santimetreküp dokuda 10¹⁹ kadar proton olduğu düşünülürse, farkın toplam büyüklüğü anlaşılır [5]. İşte aradaki bu fark nedeniyle, dokuda net bir manyetik vektör oluşur (M), diğer bir deyişle, dış manyetik alan içine konan doku da mıknatıslanır. Dokuda oluşan manyetik vektörün değeri M ile gösterilir. MR sinyali, işte bu şekilde manyetik vektöre sahip olan dokudan elde edilecektir. Ancak öncelikle, sinyal oluşumunda büyük öneme sahip olan presesyon hareketinin de bilinmesi gerekir.

Presesyon (Salınım)

Atom altı parçacıkların kendi etraflarında dönme hareketi (spin) yaptıklarından daha önce bahsedilmişti. Buna ek olarak, protonlar dışsal yüksek manyetik alan içindeyken presesyon (salınım) hareketi de yaparlar. Bu, dönme ekseninin çizmiş olduğu dairesel bir harekettir, aynen düşmeye yakın salınım yapan bir topacın hareketine benzetilebilir (Resim 5). MR sinyali,



Resim 4. Protonlara ait manyetik vektörler, dışsal güçlü bir manyetik alan yok iken gelişigüzel yönleri gösterirler ve dokuda bu nedenle net bir manyetik vektör oluşmaz (solda). Ancak çok güçlü dışsal bir manyetik alan varlığında, protonlar bu dışsal manyetik alanın vektörü (B0) ile aynı yönde (paralel, P) ya da tam zıt yönde (antiparalel, A) dizilime zorlanırlar. Paralel dizilen protonların sayısı biraz daha fazladır. Aradaki bu fark nedeniyle, dokuda net bir manyetik vektör oluşur (M), diğer bir deyişle, dış manyetik alan içine konan doku da mıknatıslanır.



Resim 5. Proton parçacığı kendi etrafında spin denilen dönme hareketini yapar. Dışsal güçlü bir manyetik alan varlığında ayrıca presesyon (salınım) hareketi de söz konusudur. Presesyonda, dönme ekseninin çizdiği dairesel bir hareket mevcuttur ve presesyon frekansı da birim zamanda bu dairesel hareketin kaç kere tekrarlandığını ifade eder.

bu presesyon hareketi sayesinde elde edilebilmektedir. Presesyon hareketinin frekansı, yani dönme ekseninin bir saniyede kaç dairesel hareket yaptığı dışsal manyetik alan gücüne ve ilgili atomun giromanyetik sabitine bağlı olup bu ikisi ile doğru orantılı bir etkileşim mevcuttur. Presesyon frekansını Larmor denklemi ile bulmak mümkündür ve denklem şu şekildedir [1]: $\omega = \gamma \times B_0$

Burada ω salınım frekansını, γ giromanyetik sabiti, B₀ ise dış manyetik alan gücünü (Tesla cinsinden) ifade eder. Yani salınım frekansı direkt olarak dış manyetik alan gücüne bağlıdır. Giromanyetik sabit hidrojen atomu için 42,58 MHz'dir. Yani 1 Tesla dışsal manyetik alan gücü varlığında hidrojen protonu saniyede 42 580 000 salınım dairesi tamamlamaktadır.

Presesyon frekansı (42,58 MHz/T), aynı zamanda rezonans olayının gerçekleşmesi için de bilinmelidir.

Rezonans

Rezonans, basitçe enerji aktarımı olarak tarif edilebilir. Aynı fiziksel özelliğe sahip maddeler arasında titreşim frekansı ya da elektromanyetik dalga etkileşimi ile enerji transferi gerçekleşmesi mümkün olabilir. Mekanik titreşim enerjisi transferine en sık verilen örnek gitar gibi telli enstrümanlarda, bir telin titreşiminin yakındaki başka bir gitarda aynı teli etkileyip onu da titrestirmesi seklindedir. Burada mekanik titreşim, hava yolu ile aynı özellikteki tele iletilmekte ve enerji transferi gerçekleşmektedir. Manyetik rezonansta ise enerji transferi radyofrekans (RF) dalgaları yoluyla olur. Protonların Larmor frekansı ile aynı frekanstaki RF dalgası enerji transferini mümkün kılar [1, 2]. Larmor denklemi gereğince, 1,5 Tesla bir cihazda hidrojen protonu presesyon frekansı 63,84 MHz'dir. Dolayısıyla rezonans için bu frekanstaki RF dalgası kullanılmalıdır. Burada önemli bir noktanın hatırlatılması uygun olacaktır. Dış kaynaklı birçok RF dalgası kaynağı mevcuttur. Elektrikle çalışan tüm aygıtlar RF kaynağıdır. Ayrıca ortamda radyo, TV yayınları, cep telefonları gibi haberleşme araçlarına ait cok fazla RF dalgası mevcuttur. Bu kaynakların



Resim 6. MR çekim odasının, cihaz kurulmadan önce kalkanlanması. Odanın duvarları bakır-galvaniz plakalarla çevrelenmektedir. Plakalar, sunta üzerinde 0,5 mm kalınlıkta tabakalar halindedir.



Resim 7. Görüntü oluşumunun açıklanmasında kullanılan eksenler: Cihazın ürettiği dışsal ana manyetik alan vektör yönündeki eksen z ekseni, ya da longitudinal eksen buna dik olan iki eksen de x ve y eksenleri olarak adlandırılır, xy eksenleri aynı zamanda transvers düzlemi de oluştururlar.

çekim odasına girmesi protonlar ile istenmeyen etkileşimlere ve sinyal bozulmasına, artefaktlara yol açabilir. Bu nedenle çekim odaları izole edilir. İzolasyonda Faraday kafesi prensipleri doğrultusunda, odanın duvarlarını bakır ve galvaniz plakalarla kaplanması uygulaması yapılır



Resim 8. Dışsal manyetik alan yönünü gösteren z eksenine paralel olan protonların sayısı antiparalel olanlardan daha fazla, bu nedenle koku manyetik vektörü (M, sarı ok), RF uygulanmadan önce z ekseni ile aynı yönde olacaktır.

(Resim 6). "Kalkanlama" (Shielding) adı da verilen bu uygulama ile dış kaynaklı RF dalgaları etkileşim dışında tutulmuş olur [6].

RF dalgası ile rezonansın iki önemli etkisi olur: İlki, protonların enerji kazanması ile daha çok sayıda protonun antiparalel konuma geçmesidir. Dolayısıyla dokuda oluşan manyetik vektör değeri de (M) küçülür. İkinci etki ise protonların salınımlarında, dağınık faz (outof-phase) konumundan aynı faz (in-phase) konumuna geçmeleridir. Sinyal oluşumunun anlaşılabilmesi için bu aynı faz konumuna geçiş aşaması önemlidir. Bu aşamayı daha iyi anlamak ve kafada canlandırmak için 3 boyutlu olarak dışsal ana manyetik vektör ile doku vektörünün düşünülmesi uygun olacaktır. Bunun için, dışsal ana manyetik alan vektör yönündeki eksen z ekseni, ya da longitudinal eksen buna dik olan iki eksen de x ve y eksenleri olarak adlandırılır, xy eksenleri aynı zamanda transvers düzlemi de oluştururlar (Resim 7). Doku manyetik vektörü (M), RF uygulanmadan önce z ekseni ile aynı yönde olacaktır (Resim 8). RF uygulandıktan sonra M değerinin longitudinal eksendeki izdüşümü küçülür, transvers düzlemdeki izdüşümü ise büyür. Aynı faz (in-phase) konumunu düşünmek için, proton-



Resim 9. Transvers manyetizasyonun oluşumu. Proton manyetik vektörlerinin xy eksenindeki izdüşümleri dikkate alınmalıdır. RF uygulanmadan önce (yukarıda), izdüşüm ektörleri dağınık yönlerde olduğundan net bir etki oluşmaz. RF uygulandıktan sonra (aşağıda) M değerinin longitudinal eksendeki izdüşümü küçülür, transvers düzlemdeki izdüşümü ise büyür. RF enerjisinin etkisi ile tüm protonların transvers düzlemdeki vektör izdüşümleri aynı faza gelir ve böylece transvers düzlemde de doku manyetik vektörü (Mxy) oluşmuş olur. Bu transvers manyetizasyon vektörü, hem aynı faz konumunda, hem de protonların presesyon salınımları nedeniyle dönüş de göstermektedir. Dolayısıyla transvers düzlemde hareketli bir manyetik alan oluşmuş olur.

ların vektörlerinin xy, yani transvers düzlemdeki izdüşümlerini dikkate almak gerekir. RF enerjisinin etkisi ile tüm protonların transvers düzlemdeki vektör izdüşümleri aynı faza gelir ve böylece transvers düzlemde de doku manyetik vektörü (Mxy) oluşmuş olur (Resim 9). Bu transvers manyetizasyon vektörü, protonların presesyon salınımları nedeniyle dönüş de göstermektedir. Dolayısıyla transvers düzlemde hareketli bir manyetik alan oluşmuş olur.

Faraday'ın indüksiyon yasası gereğince, hareketli manyetik alan, çevre bakır sarmallarda elektrik akımı oluşturur. İşte MR sinyalinin özü de transvers düzlemde oluşturulmuş olan hareketli doku manyetik vektörünün bakır sarmallarda, yani cihazın koillerinde oluşturduğu bu elektrik akımıdır (Resim 10). Akım, form olarak alternatif elektrik akımıdır.



Resim 10. xy düzleminde hareketli manyetik vektör oluşmuştur. Faraday'ın indüksiyon yasası gereğince, hareketli manyetik alan, çevre bakır sarmallarda elektrik akımı oluşturur. MR sinyali; transvers düzlemde oluşturulmuş olan hareketli doku manyetik vektörünün bakır sarmallarda, yani cihazın koillerinde oluşturduğu bu alternatif elektrik akımıdır. Bu sinyale "Free induction decay (FID)" sinyali adı verilir

Burada neden transvers düzlemde doku manyetik vektörü oluşturulmasına ihtiyaç olduğu sorusu akla gelebilir. Çok güçlü dışsal manyetik alan (B) mevcut olduğu için, bu yöne aynı eksende oluşan manyetik alan değişikliklerinin koillere yansıtılması mümkün değildir. Yalnıca transvers düzlemde meydana gelen manyetik alan değişimleri koillerce saptanabilir. Yani MR görüntülemede hangi sekans kullanılırsa kullanılsın, oluşan bu transvers manyetizasyon kaynaklı sinyaller görüntü oluşumuna katkıda bulunmaktadır [1, 2, 7].

RF pulsu kesilince, protonlar aldıkları enerjiyi ortama geri verir ve RF pulsu almadan önceki enerji seviyelerine dönüş yaparlar. Burada relaksasyon kavramı devreye girer.

Relaksasyon

Kelime anlamı olarak "gevşeme" şeklinde çevrilebilecek olan relaksasyon, MR fiziğinde longitudinal ve transvers olmak üzere iki ayrı şekilde ele alınır. Longitudinal relaksasyon (diğer adı ile "spin-lattice relaxation" ya da T1 relaksasyonu) adından anlaşıldığı gibi z ekseninde olan relaksasyondur. RF pulsu kesildikten sonra enerjilerini ortama geri veren protonlar, yeniden z eksenine paralel konumlarına doğru dönmeye başlarlar. Bu süreçte, küçülmüş olan M değeri yeniden eski haline doğru büyümeye başlar. Bu dönüş süresince M değeri bir zaman grafiği şeklinde gösterilecek olursa, ilk değere doğru giderek artan, ancak tam olarak ilk değerine ulaşmayan bir geri kazanım eğrisi elde edilir (Resim 11). Relaksasyon zamanları dokudan dokuya farklılık gösterir. Zaten MR görüntüleme de sonuç olarak dokular arasındaki bu relaksasyon farklılığının görüntülere yansıtılmasıdır. Longitudinal relaksasyon grafiği dikkate alındığında, ilk değere ulaşıncaya dek geçecek zamanın %63'ü kadar olan süreye o dokunun T1 zamanı adı verilir. Vücutta en kısa T1 zamanı yağ dokusundadır. Relaksasyon zamanları milisaniye (ms) olarak belirtilir [1, 2, 6-8].

Transvers relaksasyon ise xy düzleminde gerçekleşen relaksasyondur. Diğer adıyla "spin-spin relaksasyonu" (ya da T2 relaksasyonu) olarak bilinir. Ancak bu transvers relaksasyon, longitudinal relaksasyonun aksine bir kayıp şeklindedir. Çünkü RF pulsu ilk kesildiği anda transvers düzlemdeki manyetizasyonun değeri en yüksektir. Enerjilerini ortama geri veren protonlar giderek dağınık faz (out-ofphase) konumuna geçeceğinden manyetik vektörlerinin etkisi birbirini götürmeye başlar ve vektör değeri giderek küçülür. Bu süreçte Mxy değeri bir zaman grafiği şeklinde gösterilecek olursa, başlangıçta en yüksek değere sahip olan ve giderek azalan bir eğri elde edilir (Resim 12). Burada da değer tam olarak sıfıra ulaşmaz. Başlangıçtaki Mxy değernin %37'si kalıncaya kadar olan zamana da o dokunun T2 zamanı denir. T2 zamanı vücutta serbest sıvılarda en yüksek değerdedir [1, 2, 6-8]. T2 relaksasyonu ile birlikte T2* relaksasyonundan da bahsetmek gerekir. T2 relaksasyonunun nedeni spinler arasındaki etkileşim ve enerji transferidir. Buna ek olarak manyetik alan inhomojenitelerinin de katkıda bulunduğu ve T2'ye göre çok daha hızlı olan relaksasyona T2* relaksasyonu adı verilir. Daha sonra sekanslar ve duyarlılık



Resim 11. Longitudinal relaksasyon (diğer adı ile "spin-lattice relaxation" ya da T1 relaksasyonu) z ekseninde olan relaksasyondur. RF pulsu kesildikten sonra enerjilerini ortama geri veren protonlar, yeniden z eksenine paralel konumlarına doğru dönmeye başlarlar. Bu süreçte, küçülmüş olan M değeri yeniden eski haline doğru büyümeye başlar. Bu dönüş süresince M değeri bir zaman grafiği şeklinde gösterilecek olursa, ilk değere doğru giderek artan, ancak tam olarak ilk değerine ulaşmayan bir geri kazanım eğrisi elde edilir.

ağırlıklı görüntüleme tekniklerinde, T2* relaksasyonuna dayalı sekanslar ve klinik kullanımlarından bahsedilecektir.

RF pulsu kesildiğinde, T1 ve T2 relaksasyonları eş zamanlı ancak birbirinden bağımsız olarak başlar. Net manyetik vektörün yönü presesyon hareketleri nedeniyle sürekli değişir ve magnitüdü de azalır. Uygun bir alıcı sarmal, yani basit anlamda bir bakır sargı yerleştirildiğinde bu spiral çizen net manyetik vektörün sinyali kaydedilebilir. Bu sinyale "Free induction decay (FID)" sinyali adı verilir (Resim 10) [2]. Sinüzoidal karakterde ve genliği giderek azalan bir dalga şeklindedir. FID sinyali tek başına MR görüntüsü elde etmek için kullanılmaz. Görüntü eldesi için, daha sonra bahsedilecek olan puls sekansları oluşturulur.

Daha önce de belirtildiği gibi MR görüntüleme; dokular arasındaki relaksasyon farklılıklarının görüntülere yansıtılmasıdır. Hangi dokunun hangi özelliği ortaya çıkarılmak iste-



Resim 12. Transvers relaksasyon ise xy düzleminde gerçekleşen relaksasyondur. Diğer adıyla "spin-spin relaksasyonu" (ya da T2 relaksasyonu) olarak bilinir. RF pulsu ilk kesildiği anda transvers düzlemdeki manyetizasyonun değeri en yüksektir. Enerjilerini ortama geri veren protonlar giderek dağınık faz (out-of-phase) konumuna geçeceğinden manyetik vektörlerinin etkisi birbirini götürmeye başlar ve vektör değeri giderek küçülür.

niyorsa ona uygun puls sekansları oluşturulur. Sekans; RF pulslarının, gradient uygulamaları ile, yani cihaz içindeki manyetik alanın çok hızlı değişimleri ile birlikte kombine edildiği ve bunları hassas zaman ayarları ile koordineli olarak yapıldığı görüntü elde etme uygulaması olarak tanımlanabilir [9]. Temel sekanslar ve ilgili puls diyagramlarından daha sonraki bölümlerde bahsedilecektir.

Görüntü oluşumunda önemli konulardan biri de MR görüntülemede, ilgili kesitin nasıl alındığının anlaşılmasıdır.

MR GÖRÜNTÜLEMEDE KESİT ELDE EDİLMESİ

Kesit alınması için ilgili bölgedeki protonlarla rezonansın gerçekleşmesi, diğer alanlardaki protonların da rezonans dışı kalması sağlanır. Bunu gerçekleştirmek için, cihazın "gantri" adı verilen merkez boşluğu boyunca, bir kesit kodlama gradienti oluşturulur. Yani z ekseni (longitudinal eksen) boyunca manyetik alanın



Resim 13. Kesit eldesi: Cihazın "gantri" adı verilen merkez boşluğu boyunca, bir kesit kodlama gradienti oluşturulur. Böylece z ekseni (longitudinal eksen) boyunca manyetik alanın gücü giderek artan (ya da azalan) şekilde hızla değiştirilir. Sonuçta z ekseni boyunca manyetik alanın gücü farklı yerlerde farklı değerde olur. Verilen RF pulsu da sadece ilgili alandaki protonlar ile rezonansa girer ve sadece kesite girmesi istenen protonlar görüntüye sinyal vermiş olur.

gücü giderek artan (ya da azalan) şekilde hızla değiştirilir. Böylece z ekseni boyunca manyetik alanın gücü farklı yerlerde farklı değerde olur. Verilen RF pulsu da sadece ilgili alandaki protonlar ile rezonansa girer (Larmor denklemini hatırlayınız). Diğer alanlar rezonans dışı kaldığı için MR sinyaline katkıları olmaz. Böylece z ekseninde sadece kesite girmesi istenen protonlar görüntüye sinyal vermiş olur (Resim 13) [6-8].

Bu bilgiler doğrultusunda, kesit kalınlığını belirlemek için iki farklı uygulama yapılabilir. İlki, z ekseni boyunca oluşturulan kesit kodlama gradientini gücünü artırmaktır. Kesit kodlama gradient gücü artışı kesit kalınlığını azaltır. Diğeri ise verilen RF pulsunun bant genişliğini değiştirmektir, bant genişliği arttıkça uyarulan protonların frekans sınırları da artacağından kesit kalınlığı artar [7, 8, 10]. Sonuç olarak, kesit kalınlığının RF bant genişliği ile doğru, kesit kodlama gradient gücü ile ters orantılı olduğu söylenebilir, ilgili formül şu şekildedir:

Kesit kalınlığı: RF BW / (y. GA)



Resim 14. Faz ve frekans kodlama gradientleri uygulaması ile, sinyal kaydı yapıldığı anda, görüntü matriksindeki voksellerdeki protonların, diğer voksellerdeki protonlar ile ya faz ya da frekans farkı mevcut olur.

RF BW: RF bant genişliği

γ: Giromanyetik sabit

GA: Kesit kodlama gradient amplitüdü

Elbette, buraya dek bahsedilen kodlama sadece z ekseni için geçerlidir. Görüntü matriksine aktarmadan önce, kesitin ayrıca x ve y eksenlerinde de kodlanması gerekir. Burada da devreye frekans ve faz kodlama gradientleri girer.

Frekans ve Faz Kodlama

Frekans ve faz kodlama; kesit kodlama gradienti ile birlikte, x ve y eksenlerinde görüntü matriksindeki bileşenlere gidecek bilgilerin kodlanması için uygulanan iki ayrı manyetik alan gradientidir. Bu aşamada, tüm kesitsel görüntüleme yöntemlerinde geçerli olan piksel ve vokselin açıklanması uygun olur.

Piksel, dijital bir görüntüdeki en küçük bileşendir. İki boyutludur. Piksel boyutu geometrik çözünürlük ile direkt ilişkilidir ve ne kadar küçükse geometrik çözünürlük o kadar fazladır. Voksel ise, üç boyutlu en küçük bileşendir. Piksel alanı kesit kalınlığı ile birlikte vokseli oluşturur.

Faz kodlama gradienti, adından da anlaşıldı-

ğı gibi, faz değiştirmeye yarayan bir manyetik alan uygulamasıdır. Faz kodlama ekseninde, görüntü matriksini oluşturacak her sütundaki protonların arasında faz farkı yaratır. Bu gradientin özelliği, her sütun için ayrı ayrı çalıştırılıp kapanmasıdır. Dolayısıyla gradient çalışıp kesildiğinde ilgili sütundaki protonlar diğer sütunlardaki protonlarla aynı frekansta, ama farklı fazlarda salınım yaparlar. Her sütun için ayrı çalışma gerekliliği sekansın süresini de doğru orantılı etkiler.

Frekans kodlama gradienti ise, sinyal kaydı ile eş zamanlı olarak çalıştırılan bir gradienttir. Bu da, frekans kodlama yönünde matriks satırları arasında frekans farklılığı yaratır. Tek seferde çalıştırılan bir gradienttir ve bu nedenle sekansın süresini etkilemez.

Sonuç olarak, sinyal kaydı yapıldığı anda, görüntü matriksindeki voksellerdeki protonların, diğer voksellerdeki protonlar ile ya faz ya da frekans farkı mevcut olur (Resim 14) [6-9].

Şimdi, görüntü matriksinde her vokselde farklı frekans ya da fazlara sahip kompleks sinyalin çözülmesi ve görüntü matriksine aktarılması işlemi sıradadır.

Fourier Transformasyon

Fransız matematikçi Jean-Baptiste Fourier'nin 19. yüzyılda geliştirmiş olduğu ve kendi adı ile anılan matematiksel algoritmadır. Bu algoritma sayesinde kompleks sinüzoidal dalgaların faz ve frekans çözümlemesi, son derece hızlı yapılabilmektedir. Algoritma, temel olarak zaman-genlik grafiğinin frekans-genlik şekline çevrilmesidir (Resim 15). Radyolojide, MRG dışında, bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülemede, detektörlerden gelen kompleks sinyalin hızlı çözümü için kullanılmaktadır.

Kompleks sinyal çözülüp faz ve frekansları belirlendikten sonra gelen bilgiler "k uzayı (k space" adı verilen ayrı bir kodlamaya aktarılır.

K Uzayı

İsmi öyle çağrıştırıyor olsa da, k uzayı bir boşluk ya da hacimsel bir kavram değil, yine bir matematiksel algoritmadır. Fourier transfro-

Fourier transformasyon



Resim 15. Fourier transformasyon. Fransız matematikçi Jean-Baptiste Fourier'nin 19. yüzyılda geliştirmiş olduğu ve kendi adı ile anılan matematiksel algoritmadır. Bu algoritma sayesinde kompleks sinüzoidal dalgaların faz ve frekans çözümlemesi, son derece hızlı yapılabilmektedir. Algoritma, temel olarak zaman-genlik grafiğinin frekans-genlik şekline çevrilmesidir.



Resim 16. K uzayının merkez kesimlerinde düşük frekanslı ve görüntünün daha çok kontrastından sorumlu değerler yer alırken, periferinde ise yüksek frekanslı ve görüntünün çözünürlük bilgisini içeren değerler yer alır.

masyonu sonrası gelen frekans ve faz bilgileri k uzayına yerleştirilir. Frekanslar genelde x eksenine, fazlar ise y eksenine kodlanır ancak tam tersi de olabilir. İşlem bittiğinde k uzayında, görüntüyü oluşturacak tüm voksellere ait faz ve frekans bilgileri mevcuttur [7-12].

K uzayının merkez kesimlerinde düşük frekanslı ve görüntünün daha çok kontrastından sorumlu değerler yer alırken, periferinde ise yüksek frekanslı ve görüntünün çözünürlük bilgisini içeren değerler yer alır (Resim 16). Burada şu bilgi önemlidir: K uzayının tek bir noktasından görüntüyü oluşturacak tüm piksellere bilgi gider, aynı zamanda k uzayının tümünden de görüntü matriksindeki her bir piksele bilgi gider. Yani aslında k uzayının sadece belli kısımlarını kullanarak da tam bir kesit görüntüsünü oluşturmak mümkündür, ancak atılan bölgedeki kontrast ve çözünürlük bilgileri görüntüde yer almaz.

K uzayı genelde lineer şekilde, satır satır kodlanır, ancak bazı özellikli sekanslarda farklı doldurma sekilleri de mevcuttur. Örneğin kontrastlı MR anjiyografi sekanslarında santralden perifere spiral tarzı kodlama yapılır. Böylece daha çok kontrast bilgisinin dikkate alındığı hızlı görüntülerin eldesine imkan doğar. Çoğu sekans hızlandırma tekniği de k uzayı kullanımı ile ilgili modifikasyonlara dayanır. Örneğin; "zero filling" (scan percentage) yönteminde, k uzayının en perifer kesimleri kodlanmaz, bu da bir miktar çözünürlük kaybı ile sonuçlansa da, sekans süresi kısalmış olur. "Half-scan" (Half-Fourier) yönteminde ise k uzayının yarıdan biraz fazlası (yaklaşık %62'si) doldurulur, kalan kısım ise matematiksel tamamlama algoritmaları ile doldurulur. Sekansın süresi yarıya yakın azalır [6].

Görüntü Ağırlığı

Buraya kadar MR sinyalinin oluşumu ve görüntüye aktarılmasındaki temel prensiplerden bahsedilmiştir. Elbette klinik görüntülemede amaç normal dokuları birbirinden olabildiğince ayırt etmek, patolojik süreçleri de normal dokulardan farklı sinyalde gösterebilmektir. Bunun için de görüntülere belli fiziksel özelliklerin ön plana çıkarıldığı "ağırlık" özelliği eklenir. Bu, temelde puls sekansları adı verilen uygulamalar ile yapılmaktadır. Sekansların genel özelliklerinden daha sonraki bölümlerde bahsedilecektir. Burada görüntü ağırlığının elde edilme mekanizmaları kısaca açıklanacaktır.

MR sekanlarında RF pulslarının verilmesi ve bundan bir süre sonra da sinyal kaydının yapılması gerekir. RF pulsları sekans boyunca defalarca tekrarlanır ve her seferinde de sonrasında sinyal kaydı yapılır. Sürelerin milisaniye (ms) olarak ifade edildiği daha önce de belirtilmiştir. Bir sekansta RF pulslarının verilmeleri arasında geçen süre "Time to repeat" (TR) değeri olarak ifade edilir. RF pulsundan sinyal kaydına dek geçen süre ise "Time to echo" (TE) şeklinde adlandırılır [1, 2].

Dokular, kendisini oluşturan makromolekül ve moleküllerin kimyasal özelliklerine göre farklı relaksasyon zamanları gösterirler, ki zaten MR görüntülemenin klinik olarak kullanılabilmesinin nedeni bu farklılıklardır. Bir sekansta, longitudinal relaksasyonu hızlı olan dokuların parlak çıkmasının (MR terimi olarak hiperintensite seklinde) istendiğini düşünelim. Aynı zamanda, sinyallimize de hep transvers manyetizasyon vektörünün katkıda bulunduğunu hatırda tutalım. Temel spin eko sekansların özelliği RF pulslarının verdiği enerjini longitudinal manyetik vektörü tam olarak transvers düzleme yatırması, yani 90 derece eğim vermesidir, bu nedenle 90° RF puls olarak adlandırılırlar. Longitudinal relaksasyonu hızlı olan dokuların kuvvetli sinyal vermesi istendiğine göre, 90° RF pulsları arasındaki süre kısa tutulacak, dolayısıyla iki puls süresi arasında longitudinal eksene daha hızlı dönen dokuların diğer RF pulsu sonrası transvers düzlemdeki manyetik vektörü daha büyük olacaktır (Resim 17). Ancak sinyal kaydı için TE değerinin de kısa olması gerekir, yoksa transvers relaksasyon nedeni ile sinyal zayıflayacaktır. Bu şekilde dizayn edilen bir puls sekansı, yağ dokusu gibi longitudinal relaksasyonu çok hızlı protonlar içeren dokuları parlak (hiperintens) gösterir ve temel MR sekanslarından T1 ağırlıklı sekans olarak adlandırılırlar.

Şimdi de, transvers relaksasyonu uzun olan oluşumların (serbest sıvı, BOS gibi) sinyalinin parlak olarak yansımasını istediğimiz bir sekans oluşturacağımızı düşünelim. Bu durumda longitudinal relaksasyonun katkısının en



Resim 17. Longitudinal relaksasyonu hızlı olan dokuların kuvvetli sinyal vermesi istendiğinde 90° RF pulsları arasındaki süre kısa tutulur, dolayısıyla iki puls süresi arasında longitudinal eksene daha hızlı dönen dokuların (A dokusu ve altta A sırasındaki şekiller) diğer RF pulsu sonrası transvers düzlemdeki manyetik vektörü daha büyük olacaktır. Bu şekilde dizayn edilen bir puls sekansı, yağ dokusu gibi longitudinal relaksasyonu çok hızlı protonlar içeren dokuları parlak (hiperintens) gösterir ve temel MR sekanslarından T1 ağırlıklı sekans olarak adlandırılırlar.

az, transvers relaksasyonun katkısının ise en fazla olmasını istiyoruz demektir. Bu nedenle 90° RF pulsları arasındaki süre uzun tutularak longitudinal relaksasyon etkisi azaltılır, çünkü neredeyse tüm protonlar longitudinal relaksasyonlarını tamamlamış olur. Transvers düzlemde ise relaksasyon süreleri uzun olan alanlardaki protonlar çok daha uzun süre aynı faz (in phase) konumunda kalacak, diğer alanlarda ise daha kısa transvers relaksasyon süresi nedeniyle protonlar dağınık faz (out of phase) konumuna geçerek sinyalleri azalacaktır. Bu farklılığı en iyi şekilde açığa çıkarabilmek için de TE süresi uzun tutulmalıdır. İşte bu şekilde, TR ve TE süresinin uzun olduğu sekanslar, serbest sıvıları parlak (hiperintens) olarak gösterir ve yine temel MR sekanslarından T2 ağırlıklı sekans olarak adlandırılır (Resim 18).

Bir de, yine temel sekanslar içinde yer alan proton ağırlıklı (proton density) sekanslar var-



Resim 18. Transvers relaksasyonu uzun olan dokuların kuvvetli sinyal vermesi istendiğinde 90° RF pulsları arasındaki süre uzun tutularak longitudinal relaksasyon etkisi azaltılır. Transvers düzlemde ise relaksasyon süreleri uzun olan alanlardaki protonlar (B sırasındaki şekiller) çok daha uzun süre aynı faz (in phase) konumunda kalacak, diğer alanlarda ise daha kısa transvers relaksasyon süresi nedeniyle protonlar dağınık faz (out of phase) konumuna geçerek sinyalleri azalacaktır. TR ve TE süresinin uzun olduğu sekanslar, serbest sıvıları parlak (hiperintens) olarak gösterir ve yine temel MR sekanslarından T2 ağırlıklı sekans olarak adlandırılır.

dır. Bu sekanslarda longitudinal ve transvers relaksasyonların etkisi en aza indirilir, sinyale olabildiğinde proton yoğunluğunun katkısı olması istenir. Longitudinal relaksasyonun etkisini azaltmak için TR'nin uzun tutluması gerekir. Transvers relaksasyon etkisi ise kısa TE'ler ile azaltılır. Böylece proton yoğunluğu ağırlıklı sekanslar da uzun TR kısa TE değerlerine sahip sekanslar olarak düzenlenirler [1, 2, 6, 7, 9].

Kaynaklar

- Pooley RA. Fundamental physics of MR imaging. Radiographics 2005; 25: 1087-99. [Crossref]
- [2]. Currie S, Hoggard N, Craven IJ, Hadjivassiliou M, Wilkinson ID. Understanding MRI: Basic MR physics for physicians. Postgrad Med J 2013; 89: 209-23. [Crossref]
- [3]. Ertürk MA, Wu X, Eryaman Y, Van de Moortele PF, Auerbach EJ, Lagore RL, et al. Toward imaging the body at 10.5 Tesla. Magn Reson Med 2017; 77: 434-43. [Crossref]
- [4]. Chen HH, Boykin RD, Clarke GD, Gao JH, Roby JW 3rd. Routine testing of magnetic field homogeneity on clinical MRI systems. Med Phys 2006; 33: 4299-306. [Crossref]
- [5]. Plewes DB, Kucharczyk W. Physics of MRI: A primer. J Magn Reson Imaging 2012; 35: 1038-54.[Crossref]
- [6]. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. MRI: From picture to proton. Cambridge: Cambridge University Press; 2004.
- [7]. Westbrook C, Roth CK, Talbot J. MRI in practice. Oxford: Wiley Blackwell; 2011.
- [8]. Pooley RA. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Fundamental physics of MR imaging. Radiographics 2005; 25: 1087-99. [Crossref]
- [9]. Bitar R, Leung G, Perng R, Tadros S, Moody AR, Sarrazin J, et al. MR pulse sequences: What every radiologist wants to know but is afraid to ask. Radiographics 2006; 26: 513-37. [Crossref]
- [10]. Mamourian AC. Practical MR physics. Oxford: Oxford University Press; 2010. [Crossref]
- [11]. Nitz MR. SNR and k-space. In: Runge WM, Nitz WM, Schmeets SH, Schoenberg SO, editors. Clinical 3T Magnetic Resonance. New York, NY: Thieme; 2007.
- [12]. Huang SY, Seethamraju RT, Patel P, Hahn PF, Kirsch JE, Guimaraes AR. Body MR imaging: Artifacts, k-Space, and Solutions. Radiographics 2015; 35: 1439-60. [Crossref]

Atomdan MR Sinyaline Temel Fizik Prensipler, Görüntü Oluşumu ve Görüntü Ağırlığı

Kamil Karaali

Sayfa 156

MRG sinyalinin elde edilmesinde, bazı MR spektroskopi uygulamaları ve deneysel uygulamalar dışında hemen her zaman hidrojen atomu kullanılır.

Sayfa 157

Çok güçlü dışsal bir manyetik alan varlığında, protonlar bu dışsal manyetik alanın vektörü ile aynı yönde (paralel) ya da tam zıt yönde (antiparalel) dizilime zorlanırlar

Sayfa 157

Protonlar dışsal yüksek manyetik alan içindeyken presesyon (salınım) hareketi de yaparlar. Bu, dönme ekseninin çizmiş olduğu dairesel bir harekettir, aynen düşmeye yakın salınım yapan bir topacın hareketine benzetilebilir. MR sinyali, bu presesyon hareketi sayesinde elde edilebilmektedir. Presesyon hareketinin frekansı, yani dönme ekseninin bir saniyede kaç dairesel hareket yaptığı dışsal manyetik alan gücüne ve ilgili atomun giromanyetik sabitine bağlı olup bu ikisi ile doğru orantılı bir etkileşim mevcuttur. Presesyon frekansını Larmor denklemi ile bulmak mümkündür ve denklem şu şekildedir: $\omega = \gamma \times B0$

Sayfa 160

MR sinyalinin özü de transvers düzlemde oluşturulmuş olan hareketli doku manyetik vektörünün bakır sarmallarda, yani cihazın koillerinde oluşturduğu bu elektrik akımıdır.

Sayfa 161

Relaksasyon zamanları dokudan dokuya farklılık gösterir. Zaten MR görüntüleme de sonuç olarak dokular arasındaki bu relaksasyon farklılığının görüntülere yansıtılmasıdır.

Sayfa 163

Sinyal kaydı yapıldığı anda, görüntü matriksindeki voksellerdeki protonların, diğer voksellerdeki protonlar ile ya faz ya da frekans farkı mevcut olur.

Sayfa 164

K uzayının tek bir noktasından görüntüyü oluşturacak tüm piksellere bilgi gider, aynı zamanda k uzayının tümünden de görüntü matriksindeki her bir piksele bilgi gider

Atomdan MR Sinyaline Temel Fizik Prensipler, Görüntü Oluşumu ve Görüntü Ağırlığı

Kamil Karaali

- 1. Hidrojen atomunun giromanyetik oranı nedir?
 - a. 21,29 MHZ/T
 - b. 42,58 MHz/T
 - c. 63,87 MHz/T
 - d. 85,86 MHz/T
 - e. 127,74 MHz/T
- 2. Manyetik alan homojenitesi hangi birimle ifade edilir?
 - a. Gauss
 - b. Tesla
 - c. MHz/m
 - d. Hz/cm
 - e. ppm
- 3. Larmor denklemine göre presesyon frekansı neler ile orantılıdır?
 - a. RF puls frekansı ve genliği
 - b. Dış manyetik alan gücü ve giromanyetik oran
 - c. Doku proton dansitesi ve kalınlığı
 - d. RF pulsları arasındaki süre ve puls frekansı
 - e. Presesyon frekansı sabittir
- 4. Dışsal güçlü manyetik alandaki protonlara RF uygulanmasının sonucunda neler olur?
 - a. Doku manyetik vektör büyüklüğü artar.
 - b. Protonların presesyon frekansları artar.
 - c. Protonlar aynı faz konumuna gelir.
 - d. Dokuların relaksasyon zamanları artar.
 - e. Proton spin frekansı artar.
- 5. Transvers relaksasyon (T2) ağırlıklı bir sekansı özelliği nedir?
 - a. TR süresi kısadır.
 - b. TE süresi kısadır.
 - c. TR kısa, TE uzundur.
 - d. TR uzun, TE uzundur.
 - e. TR uzun, TE kısadır.



169

Trd Sem 2020; 8: 169-184

Manyetik Rezonans Görüntülemede Temel Sekanslar

Pınar Nercis Koşar 💿

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Spin Eko, Gradient Eko ve Hibrid sekansların temel özellikleri
- Teknik noktalar

- Avantajları
- Dezavantajları
- Kullanım alanları

Koşar PN. Manyetik Rezonans Görüntülemede Temel Sekanslar. Trd Sem 2020; 8: 169-184.

GİRİŞ

MRG'de sekansların amacı, en hızlı biçimde dokuya özgü sinyalin, artefaktsız ve sinyal/ gürültü oranı azalmadan elde edilmesidir. Radvofrekans (RF) darbesi ve gradientlerin çeşitli bicimlerde kombinasyonu ile bircok farklı sekans elde edilmektedir. Sekansların ortak özelliği; dokunun manyetik alan vektörünün RF dalgası gönderilerek farklı açılarda saptırılması ve bu vektörün geri dönerken oluşturduğu sinvalin, gradientler kullanılarak uzaysal olarak 'k alanı'na depolanmasıdır. K alanına depolama biçimi ve hızı, aynı temel prensip ile çalışan sekanslar arasında farklılıklar yaratmakta ve farklı isimlerle anılmasına neden olmaktadır. Avrıca sekans isimleri cihaz üretici firmalara göre de farklılık göstermektedir.

Burada temel sekanslar;

- 1. Spin Eko
- 2. Gradient Eko
- 3. Hibrid sekanslar başlıkları ile anlatılacaktır.

MR akım görüntüleme ve MR ileri görüntülemede kullanılan sekanslar (Difüzyon, perfüzyon, fonksiyonel MR, MR spektroskopi) başka bir başlıkta anlatılmıştır.

Sekans ailesinin iki büyük grubu, Spin Eko (SE) ve Gradient Eko (GE) sekanslarıdır. Spin eko ve gradient eko sekansları arasındaki temel farklılık, manyetik alan inhomojenitesinin sinyali etkilemesi (T2*) veya etkilememesi (T2) ile ilişkilidir. Spin ekoda gönderilen ikinci RF darbesi defaze olan protonları tekrar refaze ederken ortamdan kaynaklanan faz uyumunu bozan etkiyi sıfırlar [1]. GE'de ise ikinci RF dalgası yoktur. GE sekanslarda, ters yönde gradientler çalıştırılarak protonlar hızlıca defaze ve refaze edilir, bu şekilde hem protonların birbiriyle etkileşimleri hem de ortamın manyetik alan inhomojenitesi sinyali etkiler [2, 3].

SPİN EKO

Spin Eko (SE) sekanslar, 2 adet RF darbesi (90° RF eksitasyon ve 180° RF refazing

Ankara Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Ankara, Türkiye Pınar Nercis Koşar • pinarnercis@gmail.com

doi: 10.5152/trs.2020.866 turkradyolojiseminerleri.org

Tablo 1. Se Sekalislarin Cinaz Firmalarina Gore Isim Kisalumalari							
	GE	Siemens	Philips	Hitachi	Toshiba		
Klasik SE	SE	SE	SE	SE	SE		
Hızlı SE (RARE)	FSE	TSE	TSE	FSE	FSE		
3D RARE	CUBE	SPACE	VİSTA	IsoFSE	3D MVOX		
Ultra Hızlı SE (HASTE)	SS-FSE	SS-TSE	UFSE	FSE-ADA	FASE, Diet		
STIR	STIR	STIR, TIRM	STIR	STIR	STIR		
FLAIR	FLAIR	TIRM dark fluid	FLAIR	FLAIR	FLAIR		

Tablo 1: SE Sekansların Cihaz Firmalarına Göre İsim Kısaltmaları

GE: General Electric; SE: Spin Echo; FSE: Fast Spin Echo; TSE: Turbo Spin Echo; SPACE: Sampling Perfection with Application Optimized Contrasts Using Different Flip Angle Evolution; VISTA: Volume ISotropic Turbo Spin Echo Acquisition; MVOX: MultiVOXel; SS: Single-Shot; UFSE: Ultra-Fast Spin Echo; STIR: Short Tau Inversion Recovery; TIRM: turbo inversion recovery magnitude; FLAIR: Fluid Attenuation Inversion Recovery.



Şekil 1. 90°RF darbesi sonrası oluşan FID sinyali amplitüdünün, sinüzoidal biçimde azaldığı izlenmektedir. FID sinyali kaydetmek için kısa bir sinyaldır. 180°RF darbesi sonrası bu sinyalin tekrar kazanıldığı ve TE süresinin sonunda, yani sinyal kaydının yapıldığı sırada maksimum olduğu görülmektedir.

darbeleri) kullanarak, dokuların farklı T1 ve T2 zamanlarına göre veya daha farklı bir anlatımla, dokuların longitudinal ve transvers relaksasyon sürelerinin farklı olmasına göre seçilmiş TR ve TE değerleri ile şekillenmiştir. Spin Eko sekans ailesinde; Klasik SE, Dual SE veya Multi SE, Fast ya da Turbo SE, Inversion Recovery (IR) sekansları vardır. Tablo 1'de SE sekansların cihaz firmalarına göre isimleri verilmiştir. Spin eko sekanslarda görüntü ağırlığını TR (Repeat Time) ve TE (Echo Time) süreleri belirler.

TR süresi, sekansın tekrarlandığı 90° RF darbeleri arasındaki süredir. TE süresi, 90° RF darbesi ile sinyal kaydının yapıldığı süre arasında geçen zamandır. 180° RF darbesi TE süresinin tam yarısında uygulanır, bu şekilde sinyal kaydı sırasında transvers manyetizasyonun maksimum olması hedeflenir. Bütün SE sekanslarda, protonların faz uyumunu tekrar restore eden 180° RF darbesi vardır (Şekil 1).

Şekil 2'de spin eko sekansının MR zamanlama diyagramı çizilmiştir. İlk satırda spin eko sekansta kullanılan 90° RF ve 180° RF darbeleri ve TE süresi sonra oluşan SE sinyali görülmektedir. Diğer satırlarda, oluşan sinyalin nerden geldiğinin tesbiti için çalıştırılan üç eksendeki gradientlerin zamanlaması gösterilmiştir. Kesit belirleme gradienti, 90° RF ve 180° RF darbeleri sırasında çalışır. Çünkü sadece istenen kesitteki protonları aktive etmek gereklidir. Faz kodlama gradienti, 90° RF ve 180° RF darbeleri arasında uygulanır, frekans kodlama gradienti ise, hem 180° RF darbesinden önce protonları defaze edip sinyale hazırlamak için hem de sinyal kaydı sırasında açılır [4].

Spin eko sinyali simetrik bir dalgadır. Şekil 3'te görüldüğü gibi, 90° RF darbesi sonrası oluşan sinyal (T2*=FID sinyali-Free İnduction Decay), manyetik alan inhomojenitesi ve protonların birbirini etkilemesi ile yaklaşık 10 ms'de, hızla defaze olur, transvers manyetizas-



Sekil 2. SE zamanlama diyagramı: 1. satır, RF dalgaları, 2. satır kesit belirleme gradienti zamanlaması, 3. ve 4.satır frekans ve faz kodlama gradienti zamanlaması, 5.satır sinyal kaydı.



Şekil 3. SE sinyali iki RF darbesi ile oluşan, içerisinde T2*(FID) sinyalini de bulunduran simetrik bir dalgadır. Sinyal maksimum olduktan sonra, faz uyumu tekrar bozulmaya başlar ve sinyal derece derece azalarak kaybolur. Sinyalin tekrar azalmaya başladığı bu ikinci kısmı, T2*(FID) sinyalidir.

yon henüz kaydedilemeden yok olur [2]. 180° RF darbesi ile faz uyumunu kaybeden protonlar tekrar toplanmaya başlar, TE süresi sonunda protonlar infaz durumundadır ve sinyal maksimum olur, sonrasında tekrar faz uyumu bozulmaya başlar, sinyal tedrici olarak kaybo-

Tablo 2: Sekansların TR ve TE Zamanları

	TR (ms)	TE (ms)		
T1 Ağırlıklı	300-700	10-30		
T2 Ağırlıklı	>2000	80		
PD	>2000	20		
SE: Spin Echo; TR: repetition time; TE: echo time; PD: pro-				

lur. Sinyalin bu ikinci kısmı yine T2* sinyaldır. Yani T2 sinyali, aslında T2* sinyalini de içermektedir.

ton density; ms: milisaniye.

Spin eko sekanslarda zaman parametrelerinin uygun biçimde ayarlanması önemlidir. Burada görüntü ağırlığı kavramı ile karşı karşıyayız. TR ve TE süreleri kısa olduğunda T1 ağırlıklı spin eko sekansı, uzun olduğunda T2 ağırlıklı spin eko sekansından bahsederiz. Kısa TR T1 ağırlığından, uzun TE T2 ağırlığından sorumludur. Ne T1 ne de T2 ağırlığı olduğunda, yani uzun TR ve kısa TE seçildiğinde, dokuların proton yoğunluğuna göre sinyal oluşur [5]. Klasik SE sekansları T1 ağırlıklı, T2 ağırlıklı ve proton dansite (PD) sekanslar olarak ayrılır. Tablo 2'de klasik SE sekansların TR ve TE değerleri verilmektedir.

Dokuların T1 zamanı, her zaman T2 zamanından daha uzundur. Bu durumu şu şekilde açıklayabiliriz: Longitudinal manyetizasyonun geri kazanımı, transvers manyetizasyonun kaybından çok daha uzundur. Protonlar çok çabuk defaze olarak transvers manyetizasyonun kaybına neden olur. SE sekanslarda ikinci bir 90° RF darbesi göndermek için longitudinal manyetizasyonun tekrar kazanımı beklenir. Bu beklenen sürede bir kısa TE, bir de uzun TE sinyal kaydedilebilir. İşte bu şekilde, bir uzun TR aralığı süresince, 90° RF darbesi sonrası iki 180° RF darbesi gönderilerek, bir kısa TE ve bir uzun TE sonrası iki eko kaydedilirse, aynı sürede hem PD hem de T2 ağırlıklı görüntü elde edilmiş olur (Şekil 4). Buna Dual SE denir [6]. İkinci gönderilen 180° RF darbesi ile oluşturulan transvers manyetizasyon daha az olduğu için uzun TE ile oluşan T2 sinyalinin amplitüdü daha küçüktür.





Şekil 4. Dual SE'da PD ve T2 kaydı: Bir uzun TR süresinde, 2 adet 180° RF dalgası göndererek, aynı anda hem PD hem de T2 ağırlıklı görüntü oluşturma.

Konvansiyonel SE sekansların; görüntü kalitesinin mükemmel olması, doku kontrastının en iyi biçimde ortaya konulması, gerçek T2 ağırlıklı görüntülerin elde edilmesi, bütün sistemlerde uygulanabilmesi gibi eşsiz avantajları vardır, ancak görüntü süresinin çok uzun olması gibi çok büyük bir dezavantajı da söz konusudur.

Klasik SE sekansda, her TR süresince, k alanında tek bir satır doldurulur. Tek bir kesit için geçen süre, TR x Faz kodlama sayısı x NEX olarak hesaplanır (NEX: her faz kodlama satırında sinyalin kaç kez toplandığıdır). Faz kodlama sayısı seçtiğimiz matriksin satır sayısıdır [7]. Genelde seçilen matrix 512x256, 256x256, 256x192 gibidir. Her kesit için k alanının doldurulması ve her satır kadar TR süresinin beklenmesi gerekmektedir. TR 3000 ms, matriks 512x256, NEX:1 olarak seçtiğimiz bir T2 incelemede, bir kesit için gerekli olan süre 3000x256x1ms=12,8 dk'dır. Bu süre çok uzundur.

Fast SE veya Turbo SE'da her bir TR aralığında k alanında birden çok satır doldurulur. TR süresi beklenirken, T2 relaksasyon tamamlanmadığı sürece, ortamda transvers magnetizasyon vardır. Bu durumda birden çok 180° RF darbesi gönderilerek protonlar refaze edilebilir

Sekil 5. FSE (Turbo SE) diyagramı: Bir uzun TR süresince birden fazla 180° RF dalgası gönderilerek, her seferinde faz kodlama gradienti çalıştırılır ve k alanında farklı satırlar doldurulur. Kaç tane 180° RF dalgası gönderildiyse (ETL), o kadar TE süresi ve sinyal kaydı vardır. K alanı santraline kaydedilen TE süresi, efektif TE'dir. Seçilen effektif TE'de, faz farkı sıfıra yakın ve sinyal olabildiğince maksimum olacak şekilde faz kodlama gradienti ile ayarlanır.

ve sinyal kaydı oluşturulabilir. Her seferinde faz kodlama gradienti çalıştırılarak k alanında farklı bir satır doldurulur. K alanında kaç satır doldurduğumuz, gönderdiğimiz 180°'lik refaze darbesi sayısı kadardır. Bu sayı turbo faktör veya ETL (Echo Train Length) olarak adlandırılır [8]. ETL sayısı ne kadar yüksekse sekans süresi o kadar azalır. Örneğin ETL 16 ise, sekans süresi 16 kat azalmış demektir. Bu aynı zamanda bir TR süresinde k alanında 16 satır birden dolduruluyor anlamını taşımaktadır. ETL sayısı arttıkça görüntünün T2 ağırlığı da artmaktadır. Burada efektif TE süresi karşımıza çıkmaktadır. ETL 16 ise, 16 tane farklı TE değeri vardır. Görüntü ağırlığına hangi TE değerine göre karar vereceğiz? K alanının santral kesimi görüntü kontrastından sorumludur. K alanının santral kesimine hangi TE değerini kodlarsak görüntü ağırlığı bu TE değerine göre belirlenecektir. İşte bu TE süresi, efektif TE'dir (Şekil 5). K alanının santraline kısa TE kodlarsak PD ağırlıklı, uzun TE atarsak T2 ağırlıklı fast SE görüntüler elde ederiz. Yine Dual SE'daki gibi

aynı sürede hem PD hem de T2 ağırlıklı Dual Fast SE sekanslar, iki farklı K alanı doldurarak elde edilebilir. Tablo 3'te Fast (Turbo) SE sekansların TR, efektif TE ve ETL değerlerini görmektesiniz [2]. FSE'de bir TR süresince, ETL sayısı kadar sinyal elde edilir. Ancak oluşan sinyal zamanla azalır, çünkü 180° RF ile ortamda oluşturulan transvers manyetizasyon gittikçe azalacaktır. Geç oluşan sinyal daha zayıf, ama uzun TE nedeniyle T2 ağırlığı daha yüksek bir sinyal olacaktır. ETL arttıkça 180° RF sayısı arttığı için dokuların ısınması (SAR değeri) da artacaktır. Bu nedenle çoğunlukla, ETL 4-32 arasında seçilmektedir.

Fast SE görüntüler, klasik SE görüntülere benzer. Farklı olarak çok sayıda 180° refaze darbe kullanıldığı için yağ sinyali su sinyaline yaklaşır (yağ protonlarının birbirlerini etkilemeleri azalır, yağ doku T2 hiperintens gözü-

<i>Tablo 3:</i> Fast (Turbo) SE Sekansların TR, Efektif TE ve ETL Değerleri					
	TR (ms)	Efektif TE	ETL		
T1 AG FSE	300-700	Minimum	2-8		
T2 AG FSE	3000-10000	80-140	12-30		
PD FSE	3000-10000	Minimum	2-8		

SE: Spin Echo; FSE: Fast Spin Echo; TR: repetition time; TE: echo time; PD: proton density; ms: milisaniye; ETL: echo train length.

kür), yine manyetik alan duyarlılığı azalmıştır. Bu özellik metalik protezli hastalarda artefaktları azaltarak işimize yarar. Ancak mikrohemorajileri atlama riski taşır. Yine de tarama süresinin belirgin kısalması, T2 ağırlığının artması gibi avantajları nedeniyle klasik T2 ve PD ağırlıklı SE sekansların yerini almıştır [5]. Tarama süresinin belirgin kısalması; yüksek rezolüsyon matriks, yüksek NEX kullanımı ve 3 boyutlu görüntüleme gibi avantajlar sağlamıştır.

Ultra hızlı SE sekanslarında, tek bir TR süresince tüm k alanı bir kerede doldurulacak kadar ETL yüksektir. Burada k alanı yarıdan biraz fazla doldurulur. Kalan kısım parsiyal Fourier dönüşümü ile k alanının simetri özelliginden yararlanarak tamamlanır. Bir 90°'lik RF sonrası, faz kodlama basmaklarını yarıdan biraz fazlasını dolduracak kadar 180°RF gönderilir, TR süresi buna izin verecek kadar uzun seçilir [9]. Bu sekans; GE'de SS-FSE (Single-Shot Fast Spin Eko), Siemens'de HASTE-Half Fourier Single Shot Turbo Eko, Philips'de UFSE (Ultra Fast SE), Toshiba'da FASE (Fast Advanced SE, DİET, Hitachi'de FSE-ADA (FSE Asymmetric Data Allocation with half scan) olarak adlandırılır. Bilier sistem gibi sıvı dolu yapıların gösterilmesinde, MRCP'de (Manyetik Rezonans Kolanjio Pankreatografi) bu sekans kullanılır (Resim 1). MR ürografi, MR enterografi, fetal MRG diğer kullanıldığı alanlardır.



Resim 1. A, B. Ultra Hızlı SE sekansı: (A) HASTE ve (B) SS-FSE sekansları. Bu sekansta, tek bir TR süresinde, ETL k alanı yarıdan biraz fazla doldurucak şekilde ayarlanır.

En büyük avantajı çok hızlı olmasıdır. Sinyalin düşük olması, uzaysal rezolüsyon kaybı, faz kodlama yönünde bulanıklık, ağır T2 nedeniyle kısıtlı kullanım gibi dezavantajları vardır.

3 Boyutlu FSE sekansları, 3D multivoksel kullanımı ile izotropik volümetrik bilgi sağlar. Görüntü izotropik oluşturulduğu için herhangi bir düzlemde tekrar oluşturulabilir. Bu kullanımı ve ince kesit avantajı, kranial, temporal, MRCP ve ayak bileği görüntülemede avantaja dönüşür. Üç boyutlu T1, T2 ağırlıklı, PD ve FLAIR görüntüler oluşturulabilir. Ticari isimleri: CUBE- kısaltma değil (GE), SPACE (Siemens)-Sampling Perfection with Aplication optimized Contrasts using different flip angle Evolution, VISTA (Phillips)-Volume Istropic TSE Acquisition, 3D MVOX (Toshiba)- 3D Multivoxel, isoFSE (Hitachi). Parsiyal Fourier ile k alanı doldurulur. ETL 100-200 gibi yüksektir.

Inversion Recovery (IR) Sekansları

IR sekansı, 90° RF darbesi öncesinde, 180°'lik bir RF darbesi ile başlar. Bu iki RF dalgası arasındaki süre TI'dır (Inversion Time). Manyetik alan vektörüne paralel, ama ters yönde bir vektör oluşur. RF darbesi kesilince tekrar eski konumuna dönmeye çalışır. Farklı dokular farklı hızda eski konumuna döner, bu arada sıfır noktasından geçer. Tam bu sırada 90° eksitasvon RF darbesi gönderirsek bu dokunun longitudinal vektörü sıfır olduğundan transvers manyetizasyon oluşmayacak ve bu dokudan sinyal alınamıyacaktır [5]. IR sekansları yağ dokuyu silmede kullanıldığında TI kısadır (STIR TI 160-180ms), BOS sinvalini silmede kullanıldığında TI uzundur (FLAIR TI 1700-2200 ms). TI süresi sekansın ağırlığını belirler. Fast SE ile kombine edilerek turbo faktör ile sekans süresi kısaltılır. Bu sekansta TR süresi diger SE'dan farklı olarak inverting 180° RF darbeleri arasındaki süredir. Bu nedenle cok uzundur ve T1 kontrastını kontrol edemez. TE zamanı ise diğer SE sekansları ile aynı olup T2 ağırlığını kontrol eder. IR sekanslarda TE süresi, 90° RF ile sinyal kaydı arasındaki süredir (Şekil 6). IR sekansı aslında 180° RF darbesi sonrası gelen bir



Şekil 6. IR diyagramı: 180° RF dalgası ile başlayan SE sinyalidir. 180° RF dalgası dokudan kaynaklanan vektörü ters çevirir (inverting RF). TI süresi 180° RF dalgası ile 90° RF dalgası arasındaki süredir. TR süresi diğer SE sekanslarından farklı olarak 180° RF dalgaları arasındaki süredir. TE süresi diğer SE sekansları ile aynıdır.

SE dizisidir. Zamanlama parametreleri TI, TR ve TE'dir. FLAIR sekansı, T1 veya T2 ağırlıklı olarak alınabilir. TI, TE, TR uzun olduğunda T2 FLAIR, kısa olduğunda ise T1 FLAIR görüntüler elde ederiz (Resim 2). T1 FLAIR görüntüler T1 SE görüntülerden çok anlamlı farklılık sağlamadığı ve az da olsa sekans süresini uzattığı için pratikte çok tercih edilmemektedir. Ancak T2 FLAIR, BOS sinyalini baskılayarak periventriküler ve kortikal alanın değerlendirilmesini kolaylaştıran, temel beyin MR sekansıdır.

IR sekansları, MRG'nin ilk yıllarından itibaren yaygın olarak kullanılmaktadır. Günümüzde IR-FSE sekansları nöroradyoloji ve kardiyak incelemelerde, sağladıkları mükemmel görüntü kontrastı ile tercih edilmektedir [10].

IR sekansların en önemli avantajı, seçici olarak doku baskılamanın mümkün olmasıdır. Çoğu doku için, longitudinal vektörün sıfır olduğu nokta (null point), TI=0,69xT1 seçildiğinde görülür. Bir başka avantajı, dokunun T1 özelliklerinde SE'den daha iyi bir kontrast sağlamasıdır. Bu özelliği 180° ters çevirme darbesi nedeniyle, dokuların daha geniş bir dinamik aralıkta longitudinal relaksasyon yapması nedeniyledir. Bir başka özelliği kısa-orta TI değerlerinde



Resim 2. A, B. T1 FLAIR ve T2 FLAIR sekansları. (A) T1 FLAIR, TR: 1843, eff TE: 19,6, TI: 760 (B) T2 FLAIR, TR: 8002, eff TE: 98, TI: 2000.



Sekil 7. IR sekansta Büyüklük düzeltmeli (Magnitud) ve Faz düzeltmeli rekontrüksiyon algoritmaları. Magnitud rekonstrüksiyon genel uygulamadır. Manyetik alan vektörünün yönünden bağımsız olarak büyüklüğü ile ilişkili gri tonu atanır. Faz düzeltmeli rekonstrüksiyonda (PSIR) manyetik alan vektörünün yönü önemlidir. IR sekansta üç farklı dokudaki (mavi: BOS, yeşil: serebral beyaz cevher, sarı: yağ doku) longitudinal relaksasyon farklılıklarının ne kadar belirgin olduğu görülmektedir. Bu çizimde TI serebral beyaz cevheri baskılayacak şekilde ayarlanmıştır (null point).

(STIR) T1 veT2 zamanı uzun olan dokuları (tümör, enfeksiyon gibi serbest sıvı içeriği artmış olan dokuları) öne çıkarması, yani patolojinin daha parlak görülmesini sağlamasıdır. IR sekansların dezavantajları, uzun tarama süreleri, akıma bağlı artefaktlarda artış, 180°RF pulsu eklenmesi nedeniyle yüksek SAR (özgül soğrulma oranı) değeridir.

IR rekonstruksiyon, Magnitud (Büyüklük düzeltmeli) ve Faz düzeltmeli Rekonstrüksiyon olarak iki yolla yapılabilir [5]. Magnitud rekonstrüksiyonda arka plan siyahtır, sinyal sıfır çizgisinden uzaklaştıkça, pozitif veya negatif yönde olursa da farketmez parlaklaşır. Bir başka deyişle, TI zamanındaki manyetizasyonu, z ekseni boyunca eşit, fakat zıt yönde olan iki doku aynı gri ton ile kodlanacak ve ayırdedilemiyecektir. SE ve IR sekanslarda rekonstrüksiyon klasik olarak böyledir. Faz düzeltmeli IR rekonstrüksiyonda (PSIR-Phase Sensitive Inversion Recovery) ise arka plan gridir. Bu rekontrüksiyonda negatif ve pozitif manyetizasyona göre görüntü oluşturulur. Manyetizasyon vektörü negatif uçta olan dokular, daha koyu gri tonlar ile kodlanır (Sekil 7). PSIR myokardın görüntülemesinde güvenle kullanılan bir yöntemdir. PSIR ayrıca yüksek anatomik detay nedeniyle, beyinde epilepsi protokolünde de yer alır.

Double Inversion Recovery (DIR) sekansında, iki ayrı dokunun baskılanması planlanarak, başlangıçta iki adet 180° ters darbe uygulanır. Daha çok beyinde MS plaklarının görünürlüğünü arttırmak için BOS ve beyaz cevher baskılamasında kullanılır. Kardiyak görüntüleme-





Şekil 8. GE zamanlama diyagramı: 1.satır 90° den küçük RF dalgası, 2. satır RF ile birlikte çalıştırılan kesit belirleme gradienti, 3. satır faz kodlama gradientinin zamanlaması, 4. satır defaze ve refaze gradientlerinin çalıştırılması, 5. satır sinyal kaydı.

de 'kara kan DIR tekniği' daha farklı olarak, aslında sadece kanın baskılamasında kullanılır. Birbirine çok yakın uygulanan iki 180° ters darbesi ile sabit dokuların sinyali korunurken akan kanın sinyali baskılanır [11]. Yine perikardiyal yağı baskılamak için üçüncü bir 180° ters darbe kullanılabilir (TIR-Triple Inversion Recovery).

GRADIENT EKO

Gradient Eko sekanslar, 90°'den küçük bir tek RF dalgası kullanarak ve zıt yönde çalışan gradientler aracılığıyla, protonları defaze ve arkasından refaze ederek elde edilen, hızlı sekanslardır (Şekil 8). 90°'den küçük RF darbesi nedeniyle longitudinal manyetizasyon (LM), daha çabuk geri dönecek, TR süresi belirgin kısalacaktır. Yine bizim kontrolümüzde, protonların önce defaze, sonra refaze edilmesi faz farkını daha erken ortaya çıkaracaktır. Oluşan sinyal T2* (FID) sinyalidir. 180° RF sinyalinin olmaması, TE süresini de belirgin düşürecektir. Ancak 180° RF dalgası kullanılmadığı için ortamın manyetik alan inhomojenitesi etkili olacaktır. Bu nedenle bu sekanslar, manyetik alan

Şekil 9. Gradient ekoda faz dışı ve faz içi değerlendirme. Aynı voksel içersinde yağ ve su protonları birlikte bulunuyorsa, bu voksel içersindeki yağ protonları su protonlarına göre daha yavaş salınacak ve belirli peryotlarda karşı faza gelip sinyalin baskılanmasına neden olacaktır.

heterojenitesine aşırı duyarlı, manyetik duyarlılık artefaktlarının belirgin olduğu sekanslardır [2]. Bu özellikleri nedeniyle, küçük kan ve kan yıkım ürünlerinin saptanmasında değerlidirler. Hızlı olmaları 3D incelemeye olanak sağlar. Aynı şekilde akıma duyarlı sekanslardır. MR anjiografik incelemeler GE sekansları ile yapılır. Kontrastlı incelemeler, nefes tutmalı sekanslar, yüksek rezolüsyonlu 3D görüntüleme, kartilaj ve servikal disk değerlendirme diğer kullanım alanlarıdır.

GE sekansları, duyarlılık ve kimyasal kayma artefaktlarının çok etkili olduğu sekanslardır. GE'nin yaygın kullanıldığı alanlardan biri de tek bir RF kullanarak iki ayrı TE değerinde faz-dışı ve faz-içi görüntüler elde etmektir (Şekil 9). Hint mürekkebi veya siyah çizgi artefaktı dediğimiz faz-dışı görüntülerde; su ve yağ aynı voksel içersinde yer alıyorsa, belirli TE süresinde ters fazda olacak ve birbirlerini silecek (siyah gözükecek) veya aynı fazda olacak ve birlikte sinyalleri daha parlak olacaktır (Resim 3) [12].

Gradient Eko'da görüntünün T1, T2* ve PD ağırlığı; spin ekodaki gibi TR ve TE parametrelerine ve GE sekanslarda karşımıza çıkan, uyarı-



Resim 3. A, B. Siyah çizgi artefaktı: (A) Faz dışı GE TE: 2,2 (B) Faz içi GE, TE: 4,4, su ve yağ ara yüzeylerinde, aynı voksel içerisinde bulunan yağ ve su protonları, 'Siyah Çizgi Artefaktı' oluşturmaktadır.

cı RF'nin açısına (FA-Flip Angle) göre değişir. Bildiğimiz gibi kısa TR, T1 ağırlığından sorumludur. GE'da ise TR ve FA kombinasyonuna göre T1 ağırlığı değişir. TR kısa ve FA genişse, TR süresince longitudinal manyetizasyon tamamlanamaz ve görüntünün T1 ağırlığı maksimum olur. Bunun anlamı şudur; farklı dokuların longitudinal manyetizasyonu henüz tamamlanmamış ve farklı aşamalarda olduğu için, aralarındaki fark daha belirgindir. Dokuların T1 zamanı ile TR ve FA arasında logaritmik bir ilişki (Ernst açısı) vardır. İyi bir T1 ağırlığı sağlamak için FA'nın optimal değerde olması gereklidir [4].

GE sekanslarda TR ve TE süreleri, SE'dekine göre belirgin azalmıştır. Kısa TR <50 ms, uzun TR >100 ms'dir. Aynı şekilde kısa TE 5-10 ms iken, uzun TE 15-25 ms'dir. Geniş RF açısı (FA): 70°-110°, orta FA: 30-45°, T2* ve PD ağırlıklı GE'de kullanılan dar FA: 5°-20°'dir. Kontrast T1 veya T2* ağırlığına göre değişir, çoğunlukla sekansta hem bir miktar T1 hem de bir miktar T2* ve PD ağırlığı vardır.

EĞİTİCİ NOKTA

> GE sekanslarında, kısa TR değerleri o kadar küçüktür ki bir sonraki uyarıcı RF dalgası geldiğinde, dokuların longitudinal ve transvers relaksasyonları tamamlanmamıştır. Buna 'steady state' denge durumu denir. Burada görüntü ağırlığında, dokuların T1 ve T2 farklılıkları değil, T2/T1 zamanlarının oranları önemlidir. Eğer dokunun T1 ve T2 zamanları benzerse

yüksek sinyalli, farklıysa düşük sinyalli görülecektir. Su ve yağ dokusu böyledir. Suyun T1 ve T2 zamanı uzun, yağ dokusunun ise T1 ve T2 zamanı kısadır. Her ikisi de 'steady state' (kısa TR) durumunda yüksek sinyallidir.

Hızlı GE sekanslarda TR süresi, dokunun T2 zamanından daha küçük olduğundan ortamda daima rezidü bir transvers manyetizasyon vardır. Bu her 2 RF darbesi sonrasında refaze gradientleri ile etkilenerek, T2 spin eko sinyali oluşturur. Bir sonraki RF darbesi hemen öncesinde ortaya çıkan bu sinyale 'stimulated eko' denir. İşte bu sinyalin görüntüleme ağırlığında kullanılıp kulanılmamasına göre Steady State GE sekansları değişir [13].

Steady State GE sekanslarında, ortamdaki transvers manyetizasyon bozularak T2 etkisinden arındırılmış, hızlı T1 ağırlıklı sekanslar (Spoiled GE) elde edilebilir. Transvers manyetizasyonun korunduğu sekanslar (Coherent GE) ise örnekleme yapılan sinyal kısmına göre SS-FP-FID, SSFP-T2 ve Dengeli (Balanced) GE sekansları olarak üçe ayrılır. Tablo 4'te bu sekansların özellikleri ve ticari isimleri yer almaktadır.

Spoiled (incoherent) GE; ortamdaki transvers manyetizasyon bozularak, hızlı T1 ağırlıklı GE sekanslar elde edilir. TR süresi T2'den uzun tutularak veya bozucu RF kullanarak iki biçimde stimulated eko ortadan kaldırılabilir, sinyal sadece FID kısmından (T2* sinyali)

Tablo 4: Steady State GE Sekansları						
Sekanslar	Rezidü transvers manyetizasyon	FID	Stimuleted Eko	Görüntü Ağırlığı	Ticari İsimler GE Siemens Phillips Hitachi Toshiba	
Spoiled (Incohorent) GE	Bozulur	+	-	T1 AG	SPGR FLASH T1-FFE RF Spoiled FE Fast FE	
Coherent GE SSFP-FID	Korunur	+	-	T2*	GRASS FISP FFE SARGE SSFP	
Coherent GE SSFP-T2	Korunur	-	+	Τ2	CE-GRASS PSIF T2-FFE TRSG SSFP	
Coherent GE Balanced	Korunur	+	+	T1/T2	FIESTA, FIESTA-C TrueFISP, CISS Balanced FFE BASG True SSFP	
SPGR: Spoiled GE: F	LASH: Fast Low Angle Sh	ot: T1-FF	E: T1-weighted Fa	st Field Echo:	RF Spoiled FE: RF Spoiled Field	

SPGR: Spoiled GE; FLASH: Fast Low Angle Shot; 11-FFE: 11-weighted Fast Field Echo; RF Spoiled FE: RF Spoiled Field Echo; Fast Field Echo; GRASS: Gradient-Recalled Acquisition in the Steady State; FISP: Fast Imaging with Steady State Precession; FFE: Fast Field Echo; SARGE: Steady Acquisition Rewound Gradient Echo; SSFP: Steady State Free Precession; CE-GRASS: Contrast Enhanced GRASS; PSIF: FISP; T2-FFE: T2 Weighted Fast Field Echo; TRSG: Time Resolved SARGE; SSFP: Steady State Free Precession; FIESTA: Free Induction Echo Stimulated Acquisition; TrueFISP: True Fast Imaging with Steady State Precession; CISS: Constructive Interference in Steady State; Balanced FFE: Balanced FFE: Balanced FFE: Balanced FFE: Balanced FFE: Balanced SARGE.

elde edilir. Rezidü transvers manyetizasyon bu sekansta kullanılmadığı için sıvılar düşük sinyallidir (Resim 4). Bu sekanslar, kontrastlı incelemelerde ve dinamik değerlendirmelerde kullanılır. Bu sekansların ultra hızlı 2D ve 3D formları geliştirilmiştir. T1 kontrastı için öncesinde 180° RF manyetizasyona hazırlık darbesi gönderilir. 3D formları kranial incelemelerde opaksız ve opaklı üç boyutlu hacimsel bilgi vermektedir. Kontrastlı dinamik abdomen incelemelerinde, 3 boyutlu ultra hızlı spoiled GE varyantları rutinde kullanılmaktadır. Tablo 5'te ultra hızlı 2D ve 3D GE sekansları ve firmalara göre ticari isimleri verilmiştir. Spoiled GE'de görüntü, TR, TE, FA parametrelerine bağlı olduğu gibi, dokuların T1, T2*, PD gibi iç özelliklerine de bağlıdır. Spolied GE için şunları söyleyebiliriz: T1 ağırlıklı hızlı görüntü elde etmek için Spoiled GE kullanırız. Ancak uygun ayarlamalar ile PD ve T2* ağırlığı da sağlanabilir. Görüntüde her zaman bir PD etkisi olacaktır. T2* ağırlığını TE süresi belirleyecektir. TE kısa seçilirse T2* etkisi azalacaktır. FA'nın hem T1 ağırlığı hem de T2* ağırlığı üzerinde etkisi vardır. Dar açı ile dokuların T1 farklılıkları tam oluşamayacağı için T2* etkisi belirgin olacaktır. T1 ağırlığı için ise, FA'nın 30-50°, TR'nin ve TE'nin kısa olması gereklidir (TR: 5-10ms, TE: 2-5ms).


Resim 4. Spoiled Ultrafast GE, 3D FSPGR sekansı, TR: 11,4, TE: 5, TI: 450, FA: 20, kesit kalınlığı 2.

Coherent GE; bu sekanslarda 'steady state' durumu nedeniyle, ortamda hem longitudinal hem de transvers manyetizasyon vardır. Coherent GE sekansları, sinyalin hangi kısmından alındığına bağlı olarak üç ayrı biçimde olabilir. Sadece T2* veya stimulated echo sinvalde toplanır veya Balanced GE sekansında olduğu gibi her iki sinyal de birlikte kullanılır.

Sinyal RF uyarıcı darbe hemen sonrası toplanırsa T2* sinyalidir. Bu nedenle manyetik alan inhomojenitesine ve hareket- akıma çok duyarlıdır. Kalsifikasyon-kanama gibi manyetik alan homojenitesini etkileyen durumlarda önemlidir.

Steady State GE sekanslarında, sadece 'stimulated echo' kısmının kullanıldığı, T2 ağırlıklı olan sekansların, klinik kullanımı sınırlıdır. Bu sekanslar hareket artefaktlarından cok etkilendiği için efektif değildir.

Coherent GE'de Stimulated Echo'nun korunduğu diğer sekans, Balanced GE'dir (Dengeli GE). Burada transvers manyetizasyonun T2 etkisinden de yararlanılır. Hem T2*(FID), hem de T2 (stimulated echo) sinyali kullanıldığı için kontrastı yüksek bir sekanstır (Resim 5). T2/T1 oranına göre kan ve BOS gibi sıvılar yüksek sinyalli izlenir [14]. Avantajları, SNR ve kontrastın yüksek olması, akıma duyarlılığın az olmasıdır. Temporal kemik MRG'de, Sisternografi, Urografi, Enterografi gibi T2 ağırlığın önemli olduğu durumlarda ve kalp



Resim 5. Dengeli GE, 3D FIESTA sekansı, TR: 4,5, TE: 1,4, FA: 65, kesit kalınlığı 1,4.

kası ile kanın kontrastını iyi sağladığı için kardiyak değerlendirmede kullanılır. Fetal MRG diğer bir kullanım alanıdır.

Şekil 10'da, Steady State GE sekanslarının sinyal elde edilen kısımları gösterilmiştir. RF dalgası sonrası FID sinyali örneklenirse T2*ağırlıklı, RF dalgası öncesi 'stimulated echo' örneklenirse T2 ağırlıklı, her ikisi de birden kullanılırsa Dengeli GE sekanslar elde edilir

GRADIENT EKO ILE SPIN EKO SEKANSLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

GE, 90°'den küçük tek bir RF darbesi ile, SE ise 90° ve 180°'lik iki RF darbesi kombinasyonları ile oluşur. GE'de protonlar ters yönde gradientler çalıştırılarak önce defaze, sonra refaze edilirken, SE'de 180° lik RF darbeleri ile protonlar refaze edilir. GE'de manyetik alan duyarlılıkları çok etkilidir, SE'de ise 180°'lik RF darbesi kullanıldığı için manyetik alan heterojenitesi görüntüyü etkilemez. GE'de longitudinal relaksasyonun kısa olması, kısa TR süresini, 180°'lik RF darbesinin olmaması kısa TE süresine olanak verir ve SE'ye göre çok hızlı sekanslardır.

Kimyasal kayma artefaktı SE ve GE'de farklıdır. SE'de frekans kodlama yönünde izlenirken, GE'de tüm yağ ve su ara yüzeylerin-

Tablo 5: 2D ve 3D Ultra Hızlı Gradient Eko Sekansları ve Ticari İsimleri						
	GE	Siemens	Philips	Hitachi	Toshiba	
2D Ultra Hızlı GE	FGRE FSPGR	TurboFLASH	TFE	RGE	Fast FE	
3D Ultra Hızlı GE	BRAVO	MP-RAGE	3D TFE	MP-RAGE	3D FastFE	
Volume interpolated 3D	LAVA	VIBE	THRIVE	TIGRE	Quick3D	

GE: General Electric; GE: gradient echo; FGRE: Fast Gradient Echo; FSPGR: Fast Spoiled Gradient echo; TurboFLASH: Turbo Fast Low Angle Shot; TFE: Turbo Field Echo; RGE: Rapid Gradient Echo; FE: Field Echo; BRAVO: Brain Volume Imaging; MP-RAGE: Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo; LAVA: Liver Acquisition with Volume Acceleration; VIBE: Volumetric Interpolated Breath-hold Examination; THRIVE: T1-weighted High Resolution Isotropic Volume Examination; TIGRE: T1-weighted Gradient Echo.



Sekil 10. FID ve Stimuleted Eko. TR süresi T2 süresinden küçük olduğunda, longitudinal ve transvers relaksasyon tamamlanmamıştır. Manyetik alan vektörünün longitudinal ve transvers komponenti vardır. Buna SSFP (Steady State Free Precession) 'denge durumu serbest salınım' denir. İki RF darbesinden sonra stimuleted eko (T2) oluşur. Steady State GE'da sadece FID sinyali kullanılırsa spoiled GE, FID ve stimuleted eko birlikte örneklenirse dengeli GE (Balanced GE) sekanları elde edilir. Sadece stimuleted ekonun kullanıldığı sekanslar pratikte çok kullanılmamaktadır.

de (siyah çizgi artefaktı) izlenir. Bu şu anlama gelir: Yağ ve su protonları aralarında çok az fark olsa da farklı frekansta salınır. SE'de bu fark, frekans kodlama yönünde kaymaya neden olur yani su ve yağ protonları yanlış olarak komşu piksele kodlanır. GE'de ise söyle açıklanabilir: Su ve yağ protonları bir RF darbesi siklusu içersinde aynı faz içersine girer ve çıkarlar. Manyetik alan gücü doğrultusunda biz bu zamanları biliriz. Örneğin 1,5 T sistemlerde 2,2 msn ve katlarında görüntü alırsak faz dışı, faz içi görüntüleri oluşturabiliriz. Bu şekilde GE'de de iki ayrı TE değeri ile Dual GE görüntüsü elde edebiliriz. Bu görüntüler, adrenal adenomların ayırımında, karaciğer yağlanmasında, mikroskopik ve makroskopik yağ içeren kitlelerin tanısında çok kullanılan incelemelerdir [5].

Coklu Gradient Eko Sekansları

Bir RF siklusu sırasında ortamda sürekli transvers manyetizasyonun olmasından faydalanarak, refaze ve defaze gradientlerini açıp kapatarak 2-3 sinyal kaydedebiliriz (Şekil 11). Bu durum en basit olarak faz içi ve faz dışı görüntülerin elde edilmesinde kullanılır. Ancak bu sinyaller, ayrı ayrı görüntülemek yerine, tek bir görüntü oluşturmak için birlikte kullanılabilir. Bu şekilde BOS akım artefaktlarının ortadan kaldırıldığı, spinal kanalın iyi değerlendirildiği ve kas iskelet sisteminde de kullanılan, çoklu spoiled GE sekansları geliştirilmiştir. Bu sekanslarda, T2* sınırlaması ile 3-5 sinyal kaydedilir, farklı bir algoritma ile birleştirilerek tek bir görüntü oluşturulur (Resim 6). Çoklu spoiled GE sekansları, firmalara göre isimlendirilmesi Tablo 6'da belirtilmiştir.

Tablo 6: Çoklu GE Sekansların Firmalara Göre Ticari İsimleri						
	GE	Siemens	Philips	Hitachi	Toshiba	
Çoklu GE	MERGE	MEDİC DESS	mFFE	ADAGE	-	

MERGE: Multiple Echo Recombined Gradient Echo Fast Field Echo; MEDİC: Multi-Echo Data Image Combination; mFFE: Merged Fast Field Echo; ADAGE: Additive Arrangement Gradient Echo.



Sekil 11. Çoklu GE sinyali, FID sinyali ile defaze ve refaze gradientleri kullanarak 2 veya 3 sinyal elde edilebilir. Bu sinyaller ayrı ayrı (faz içi ve faz dışı görüntüleme) veya birlikte görüntü oluşumunda kullanılabilir.

HIBRID SEKANSLAR

Hibrid sekanslar, GE ve SE'nin birlikte kullanıldığı sekanslardır. Firmalara göre isimleri: GRASE (GE ve Phillips), Turbo GSE (Siemens), Hybrid EPI'dir (Toshiba). Hibrid sekansların amacı, GE'nin kalsifikasyon ve kanamaya olan duyarlılığını SE görüntülere eklemektir. Böylelikle T2 ve T2* etkisi birleştirilir. Hibrid sekanslarda teknik olarak, bir 90° RF ve takip eden, sekiz adet 180° RF'den oluşan bir FSE sekansı vardır. Bu sekiz adet sinyalin her birinde, frekans gradienti zıt yönlerde 3 kez hızla değiştirilerek, 24 adet sinyal elde edilir. Bu sinyaller ne SE, ne de GE sinyalidir. Her ikisinin özelliğini de taşıyan ara bir MR sinyalidir [15].

Teşekkür: Şekilleri çizen, ODTÜ Makine Mühendisliği Bölümü Araştırma Görevlisi,



Resim 6. Çoklu GE sekans: MEDIC sekansı.

Cem Bilaloğlu'na, çok değerli katkısı için teşekkürlerimi sunarım.

Kaynaklar

- Westbrook C, Talbot J. MRI in practise. 5th edition. New York, NY: John Wiley & Sons Ltd; 2019.
- [2]. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. MRI from Picture to proton. 3rd edition. Cambridge: Cambridge University Press; 2017. [Crossref]
- [3]. Hornak JP. The basic of MRI. Available from: https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm.
- [4]. Gelal F. Radyoloji fiziği. 1. baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi; 2020.
- [5]. Elster AD. Pulse sequences, questions and answers in MRI. Available from: http://mriquestions.com/ hellippulse-sequences.html.
- [6]. Feinberg DA, Mills CM, Posin JP, Ortendahl DA, Hylton NM, Crooks LE, et al. Multiple spin-echo magnetic resonance imaging. Radiology 1985; 155: 437-42. [Crossref]
- [7]. Mezrich R. A perspective on k-space. Radiology 1995; 195: 297-315. [Crossref]
- [8]. MR sequences. Fast spin echo. Imaios. Available from: https://www.imaios.com/en/e-Courses/e-M-RI/MRI-Sequences/Fast-Spin-Echo.

- [9]. Patel MR. Klufas RA, Alberico RA, Edelman RR. Half-fourier acquisition single-shot turbo spin-echo (HASTE) MR: Comparison with fast spin-echo MR in diseases of the brain. AJNR Am J Neuroradiol 1997; 18: 1635-40.
- [10]. Bitar R, Leung G, Perng R, Tadros S, Moody AR, Sarrazin J, et al. MR pulse sequences: What every radiologist wants to know but is afraid to ask. Radiographics 2006; 26: 513-37. [Crossref]
- [11]. Murphy A, Abdrabou A. Double inversion recovery sequence. Available from: https://radiopaedia.org/ articles/double-inversion-recovery-sequence.
- [12]. Outwater EK, Blasbalg R, Siegelman ES, Vala M. Detection of lipid in abdominal tissues with oppo-

sed-phase gradient-echo images at 1.5T: Techniques and diagnostic importance. Radiographics 1998; 18: 1465-80. [Crossref]

- [13]. Chavhan GB, Babyn PS, Jankharia BG, Cheng HLM, Shroff MM, et al. Steady-state MR imaging sequences: Physics, classification, and clinical applications. Radiographics 2008; 28: 1147-60. [Crossref]
- [14]. Hargreaves B. Rapid gradient-echo imaging. J Mag Reson Imaging 2012; 36: 1300-13. [Crossref]
- [15]. Chu ML, Chien CP, Wu WC, Chung HW. Gradientand spin-echo (GRASE) MR imaging: A long-existing technology that may find wide applications in modern era. Quant Imaging Med Surg 2019; 9: 1477-84. [Crossref]

Manyetik Rezonans Görüntülemede Temel Sekanslar

Pınar Nercis Koşar

Sayfa 169

Spin Eko (SE) sekanslar, 2 adet RF darbesi (90° RF eksitasyon ve 180° RF refazing darbeleri) kullanarak, dokuların farklı T1 ve T2 zamanlarına göre veya daha farklı bir anlatımla, dokuların longitudinal ve transvers relaksasyon sürelerinin farklı olmasına göre seçilmiş TR ve TE değerleri ile şekillenmiştir. Spin Eko sekans ailesinde; Klasik SE, Dual SE veya Multi SE, Fast ya da Turbo SE, Inversion Recovery (IR) sekansları vardır.

Sayfa 172

Konvansiyonel SE sekansların; görüntü kalitesinin mükemmel olması, doku kontrastının en iyi biçimde ortaya konulması, gerçek T2 ağırlıklı görüntülerin elde edilmesi, bütün sistemlerde uygulanabilmesi gibi eşsiz avantajları vardır, ancak görüntü süresinin çok uzun olması gibi çok büyük bir dezavantajı da sözkonusudur.

Sayfa 173

Fast SE görüntüler, klasik SE görüntülere benzer. Farklı olarak çok sayıda 180° refaze darbe kullanıldığı için yağ sinyali su sinyaline yaklaşır (yağ protonlarının birbirlerini etkilemeleri azalır, yağ doku T2 hiperintens gözükür), yine manyetik alan duyarlılığı azalmıştır. Bu özellik metalik protezli hastalarda artefaktları azaltarak işimize yarar. Ancak mikrohemorajileri atlama riski taşır. Yine de tarama süresinin belirgin kısalması, T2 ağırlığının artması gibi avantajları nedeniyle klasik T2 ve PD ağırlıklı SE sekansların yerini almıştır. Tarama süresinin belirgin kısalması; yüksek rezolüsyon matriks, yüksek NEX kullanımı ve 3 boyutlu görüntüleme gibi avantajlar sağlamıştır.

Sayfa 174

IR sekansların en önemli avantajı, seçici olarak doku baskılamanın mümkün olmasıdır. Çoğu doku için, longitudinal vektörün sıfır olduğu nokta (null point), TI=0,69xT1 seçildiğinde görülür. Bir başka avantajı, dokunun T1 özelliklerinde SE'dan daha iyi bir kontrast sağlamasıdır. Bu özelliği 180° ters çevirme darbesi nedeniyle, dokuların daha geniş bir dinamik aralıkta longitudinal relaksasyon yapması nedeniyledir. Bir başka özelliği kısa-orta TI değerlerinde (STIR) T1 veT2 zamanı uzun olan dokuları (tümör, enfeksiyon gibi serbest sıvı içeriği artmış olan dokuları) öne çıkarması, yani patolojinin daha parlak görülmesini sağlamasıdır.

Sayfa 176

GE sekansları, duyarlılık ve kimyasal kayma artefaktlarının çok etkili olduğu sekanslardır. GE'nun yaygın kullanıldığı alanlardan biri de tek bir RF kullanarak iki ayrı TE değerinde faz-dışı ve faz-içi görüntüler elde etmektir. Hint mürekkebi veya siyah çizgi artefaktı dediğimiz faz-dışı görüntülerde; su ve yağ aynı voksel içersinde yer alıyorsa, belirli TE süresinde ters fazda olacak ve birbirlerini silecek (siyah gözükecek) veya aynı fazda olacak ve birlikte sinyalleri daha parlak olacaktır.

Sayfa 177

GE sekanslarda TR ve TE süreleri, SE'dekine göre belirgin azalmıştır. Kısa TR <50ms, uzun TR >100 ms'dir. Aynı şekilde kısa TE 5-10 ms iken, uzun TE 15-25 ms'dir. Geniş RF açısı (FA): 70°-110°, orta FA: 30-45°, T2* ve PD ağırlıklı GE'da kullanılan dar FA: 5°-20°dir. Kontrast T1 veya T2* ağırlığına göre değişir, çoğunlukla sekansta hem bir miktar T1 hem de bir miktar T2* ve PD ağırlığı vardır.

Sayfa 177

Hızlı GE sekanslarda TR süresi, dokunun T2 zamanından daha küçük olduğundan ortamda daima rezidü bir transvers manyetizasyon vardır. Bu her 2 RF darbesi sonrasında refaze gradientleri ile etkilenerek, T2 spin eko sinyali oluşturur. Bir sonraki RF darbesi hemen öncesinde ortaya çıkan bu sinyale 'stimulated eko'denir. İşte bu sinyalin görüntüleme ağırlığında kullanılıp kulanılmamasına göre Steady State GE sekansları değişir.

Manyetik Rezonans Görüntülemede Temel Sekanslar

Pınar Nercis Koşar

- 1. Spin Eko sekanslarda kullanılan 90° RF dalgası uygulanmasından sonra aşağıdakilerden hangisi gerçekleşmiş olamaz?
 - a. Longitudinal manyetizasyon yoktur.
 - b. Transvers manyetizasyon maksimumdur.
 - c. Oluşan sinyal T2* sinyalidir.
 - d. 90° RF dalgası uygulanmasından TR süresi sonra sinyal kaydı başlar
 - e. Protonlarda oluşan faz uyumu hızla bozulmaya başlar.
- 2. Spin Eko sekanslarda kullanılan 180° RF dalgasının amacı aşağıdakilerden hangisi değildir?
 - a. Manyetik alan vektörünün şiddetini azaltmak.
 - b. Manyetik alan vektörünün yönünü tersine çevirmek.
 - c. Manyetik alan heterojenitelerinin etkisini azaltmak.
 - d. Manyetik alan içersinde azalan transvers manyetizasyonun tekrar restorasyonunu sağlamak.
 - e. Sinyal kaydı sırasında protonların faz uyumunu sağlamak.
- 3. Spin eko sekanslarda aşağıdaki faktörlerden hangisi, sekans süresini azaltmaya yardım eder?
 - a. ETL'nin azalması
 - b. Faz kodlama basamaklarının arttırılması
 - c. Frekans kodlama basamaklarının azaltılması
 - d. K alanının simetri özelliği
 - e. Kesit kalınlığının arttırılması
- 4. Gradient Eko sekansların özelliklerine göre aşağıdakilerden hangisini söyleyemeyiz?
 - a. Sekans parametreleri TR, TE ve sapma açısı değeridir.
 - b. 180° RF dalgasının yerine refaze ve defaze gradientleri kullanılır.
 - c. 2 RF darbesi sonrasında Spin Eko sinyali oluşur.
 - d. Denge durumu GE sekanslarında TR süresi T2 süresinden uzundur.
 - e. Denge durumu GE sekanslarında, sekansın ağırlığı, örnekleme yapılan sinyal kısmına göre değişir.
- 5. Gradient Ekoda görüntü ağırlığının belirlenmesinde aşağıdaki saptamalardan hangisi yanlıştır?
 - a. Uzun TR, kısa TE ve küçük sapma açısı ile PD ağırlıklı görüntüler elde edilir.
 - b. Uzun TR, uzun TE ve büyük sapma açısı ile T2 ağırlığı elde edilir.
 - c. Ultra hızlı GE sekanslarda T1 ağırlığı için sapma açısı azaltılır.
 - d. Kısa TR'de T2* sinyali ile, ultra hızlı T1 ağırlıklı görüntüler elde edilerek 3D görüntüler ve dinamik değerlendirmeler yapılır.
 - e. Kısa TR'de T2* ve T2 sinyali birlikte örneklenerek T2 ve T1 ağırlığının birbirini arttırdığı yüksek kontrastlı görüntüler elde edilir.



Trd Sem 2020; 8: 185-199

MRG'de Kontrast Artırma Yöntemleri ve MR Kontrast Maddeler

Ebru Düşünceli Atman 回

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- MR kontrastını etkileyen parametreler
- Inversion recovery, manyetizasyon transfer, yağ baskılama teknikleri
- MRG'de kullanılan kontrast maddeler ve özellikleri
- MR kontrast maddelerinin yan etkileri ve güvenlik profili

Düsünceli Atman E. MRG'de Kontrast Artırma Yöntemleri ve MR Kontrast Maddeler. Trd Sem 2020; 8: 185-199.

GİRİŞ

Kontrast, kelime anlamı olarak zıtlık, karşıtlık demektir. Radyolojik anlamı ise, birbirine komşu iki bölgenin yoğunlukları arasındaki farktır. Anatomik olarak dokuların ve organların birbirinden ayrımı, normal bir yapı ile patolojik dokunun ayırt edilmesi, aralarındaki kontrast farklılığı ile sağlanmaktadır. Bu fark ne kadar fazla olursa ayrım da o kadar kolaylaşmaktadır.

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) çok amaçlı bir görüntüleme yöntemidir ve sadece anatomik bilgi değil, dokudaki fizyolojik ve kimyasal değişikliklerin de bilgisini vermektedir. Bu bilgi çok sayıda MR parametresi ile oluşturulmaktadır. MRG'de kontrast, dokuların birbirinden ayırt edilmesini sağlayan sinyal intensite farklılığıdır. Kontrastı etkileyen temel parametreler dokuların T1 (verilen puls sonrası longitudinal manyetizasyonun yeniden kazanıldığı süre), T2 (oluşan transvers manyetizasyonun kaybolması için geçen süre) süreleri, proton yoğunluğu, dokunun akım karakteristiği, komşu dokuların karakteristik özellikleri ve birbirleri ile olan etkileşimleri gibi iç faktörlerdir. Bu değerler dokulara spesifiktir. Dış faktörlerden TR (radyofrekans puls tekrarlama zamanı) ve TE (radyofrekans pulsu verildikten sonra elde edilen sinyale kadar geçen süre, eko zamanı) değerleri değiştirilerek incelemenin T1 ve T2 ağırlığı, dolayısıyla kontrastı değiştirilebilir. Bunun dışında manyetik alan gücü, sapma açısı, inversiyon zamanı gibi dış faktörler ve difüzyon, perfüzyon, BOLD gibi ileri teknikler de kontrast artırılması için kullanılan yöntemlerdir. Diğer bir yöntem de intravenöz, oral, vb yollarla kontrast madde vererek doku-organlar arasındaki sinyal farklılığının belirginleştirilmesidir [1].

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

Ebru Düşünceli Atman • ebrumd2001@gmail.com

INVERSION RECOVERY (IR)

180° çevirici bir pulsu takip eden konvansiyonel spin eko sekansıdır. Sekans öncesi gönderilen 180° puls ile görüntülenecek bölgedeki tüm dokuların net manyetizasyon vektörü ana manyetik alanın (B_0) 180° tersine çevrilir, puls kesildikten sonra protonlar T1 relaksasyona geçer. Belli bir doku için net manyetizasyon vektörü sıfır noktasından (null point) geçerken 90° radyofrekans (RF) pulsu uygulanır, böylece bu dokunun transvers manyetizasyonu sıfır olacağından o dokudan sinyal alınmaz. Diğer dokularda ise net manyetizasyon vektörünün büyüklüğüne göre sinyal elde edilir. 180° çevirici puls ile sonrasında gönderilen 90° RF pulsu arasında geçen süre inversiyon zamanı (TI süresi) olarak adlandırılır. TI parametresi değiştirilerek farklı dokulardan gelen sinyaller baskılanabilir. Yağın (STIR) ve serbest sıvının (FLAIR) sinyalinin baskılandığı iki önemli klinik uygulaması mevcuttur [1, 2].

IR tekniği 3 farklı şekilde MR kontrastını artırır:

- Herhangi bir dokunun T1 değerini temel alarak selektif olarak sinyalinin baskılanması: TI değeri değiştirilerek farklı dokuların sinyalinin efektif bir şekilde baskılanmasıdır. Birçok dokuda null point yaklaşık olarak TI≈0,69xT1 süresinde ortaya çıkar [2].
- T1 relaksasyon değerlerine göre dokuların daha iyi ayırt edilmesi: Diğer spin eko sekanslarına göre dokulardaki küçük T1 relaksasyon farklılarını belirginleştirerek kontrastı artırır [2].
- İlave T1 ve T2 etkisi: Patolojik dokuların birçoğunda serbest su moleküllerinin fazla olmasından dolayı T1 ve T2 değerleri yüksektir. Dolayısıyla rutin spin eko sekanslarda uzun T1 düşük sinyalle, uzun T2 ise yüksek sinyalle sonuçlanır. IR sekansta ise özellikle kısa-orta TI değerleri kullanıldığında uzun T1 yüksek sinyal oluşturur ve uzun T2'nin pozitif sinyaline eklenir. Bunun sebebi, null point değerinden daha küçük bir TI süresi seçildiğinde (<0,69xT1), ortamda hala uzun T1 süresi

olan patolojik dokuya ait ters manyetizasyonunun olması ve magnitüd rekonstrüksiyon IR görüntülerinde yüksek sinyal oluşturmasıdır [2].

IR sekansının bazı dezavantajları mevcuttur. Bunlar; uzun inceleme süresi, akıma bağlı artefaktların artması, doku supresyonu nedeniyle sinyal/gürültü oranının azalması ve 180° puls kullanımına bağlı SAR (specific absorption rate) değerinin yükselmesidir [2].

MANYETİZASYON TRANSFER KONTRAST

Manyetizasyon transfer (MT), beyin dokusunun gelişim, yaşlanma gibi fizyolojik süreçlerindeki ve patolojilerindeki mikroyapısını araştırmak için yaygın bir şekilde kullanılmakta olan bir MR kontrast mekanizmasıdır. Miyeline duyarlılığından dolayı MT beyaz cevher hastalıklarında daha çok kullanılmakla birlikte son yıllarda gri cevheri etkileyen hastalıklarda da kullanımı mevcuttur. Anjiyografi dışında MT kontrast, rutin nöroMR görüntülemede, standart T1 ve T2 ağırlıklı görüntülere göre inceleme süresinin uzun olmasından dolayı çok tercih edilmemektedir [3].

MT, sudaki 1H protonu ile semi-solid makromoleküllere bağlı olan 1H protonları arasındaki manyetizasyon değişimini ifade eder. Biyolojik dokularda makromoleküllere veya hücre membranlarına bağlı olan daha az hareketli protonların T2 relaksasyon zamanları MRG'de direkt olarak saptanabilmek için çok kısadır, yani görüntülemeye bir katkıları yoktur [3, 4]. Çünkü proton MR yeterince uzun T2 relaksasyon zamanı olan serbest protonlardan gelen sinyali saptamaktadır. MT ise bu moleküllere bağlı gizli 1H havuzunun saptanmasını ve dolayısıyla doku kontrastının artırılmasını sağlar. Normalde termal denge durumunda serbest sudaki protonlar ile bağlı protonlar arasında net bir manyetizasyon transferi yoktur. Ancak, serbest veya bağlı protonların manyetizasyonlarının bir RF pulsu ile değiştirilmesi ile net bir manyetizasyon transferi oluşur ve yeni bir denge durumu sağlanır [3]. Bağlı olan (makromoleküler) protonların serbest protonlara göre

daha geniş bir bant aralığı mevcut olup görüntüleme sekansı öncesi özel bir RF satürasyon pulsu kullanarak satüre etmek mümkündür. Gri cevher, beyaz cevher, kartilaj, kas dokusu gibi dokular serbest proton yanı sıra bağlı protonlar da içerir ve biyolojik dokularda bağlı olan protonların sayısı serbest olanlara göre daha azdır. Bu tip dokularda, bağlı protonlarla serbest veya "sıvı" protonlar (su, BOS gibi) arasındaki dipol-dipol çapraz relaksasyonu ile veya kimyasal değişim ile manyetizasyonlar arasında karşılıklı değişim olur ve manyetizasyonları esitlenir. Kas, kartilaj, beyin gibi dokular bu değişime daha hassastır. Bu dokulardaki bağlı protonların bu şekilde satürasyonu (makromoleküler satürasyon), iki spin havuzu arasındaki etkileşim hızına bağlı olarak, serbest protonlara aktarılabilir ve böylece görüntüleme için gerekli olan longitudinal manyetizasyon azalır. Sonuçta, bu doku daha düşük sinyal ve daha düşük intensiteye sahip olur ve diğer dokularla arasındaki kontrast farkı artar [4]. Kimyasal değişim manyetizasyon transfer ise, komşu su molekülleri ile hızla etkileşen hidroksil (OH), amid (NH) ve amin (NH₂) gruplarının varlığında gerçekleşir. Burada hız sınırlayıcı mekanizma, manyetizasyonun makromoleküllerdeki 1H atomlarından bu değişici gruplara transferidir. Bu mekanizma, manyetizasyonun su ile küçük hareketli biyomoleküller arasında gerçekleştiği CEST (chemical exchange saturation transfer) görüntülemenin temelini oluşturur. CEST tekniği ile milimol konsantrasyon düzeyindeki moleküller saptanabilmektedir [3, 5].

MT'nin en sık kullanıldığı alanlar multipl skleroz gibi beyaz cevher hastalıklarında miyelin bütünlüğünün değerlendirilmesi, serebral infarktın saptanması, intrakranyal lezyonların (tümör, metastaz) saptanması ve TOF-MR anjiyografide beyin parankiminden gelen sinyalin baskılanması ve küçük damarların görüntülenmesidir.

YAĞ BASKILAMA TEKNİKLERİ

Yağın T1 süresinin kısa olmasından dolayı T1 ağırlıklı görüntülerde sinyali yüksektir. Bu nedenle, diğer dokuların sinyalini, patolojiyi veya kontrast tutulumunu daha iyi ortaya koymak için yağ dokusundan gelen yüksek sinyalin baskılanması gerekir. Bunun için birkaç yöntem bulunmaktadır. Seçilecek yöntem, MR cihazının manyetik alan gücüne, görüntülenmesi istenen bölgeye, klinik duruma, gadolinyum kullanımına, incelenecek bölgede metalik materyal bulunup bulunmamasına göre değişiklik gösterir.

Yağ baskılama metodları; kimyasal şifte (rezonans frekansı farklılığı), yağın kısa T1 süresine veya her iki tekniğe (hibrid teknikler) dayanmaktadır [1, 2].

Kimyasal Şift Teknikleri

Su ve yağın presesyon frekanslarının farkından faydalanılır. In-phase/out-of-phase görüntüleme, Dixon, CHESS, su eksitasyonu kimyasal şift teknikleridir.

In-phase (aynı faz)/Out-of-phase (karşıt faz) görüntüleme: Gerçek bir yağ baskılama tekniği değildir. Dokuları su ve yağ rezonans frekanslarındaki farklılıklara göre karakterize eder. Yağda (CH₂) ve suda (H₂O) farklı kimyasal ortamlarda bulunmasından dolayı 1H protonlarının presesyon frekansı aynı değildir. Aynı voksel içindeki su ve yağ protonlarından gelen sinyaller, TE değiştirilerek görüntülenir (1,5T'de TE=4,2 ms'de aynı fazda, TE=2,1 ms'de karşıt fazda). Rutin olarak mikroskopik yağı ortaya koymak için kullanılır (ör, adrenal adenomun adrenal karsinomdan ayrımı, hepatik steatoz saptanması, vb). Mikroskopik yağ var ise karşıt faz görüntülerde yağın sinyali baskılanacaktır [1, 2].

Dixon tekniği: Yukarıda açıklanan kalitatif in-phase/out-of-phase tekniği ile ilişkili bir grup tekniktir. Farklı TE'ler kullanılarak karmaşık matematiksel işlemlerle aynı anda 4 farklı doku kontrastı ("in-phase", "out-of-phase", "sadece su" ve "sadece yağ") elde edilir. Abdominal, kas-iskelet ve spinal görüntülemede çok kullanılır. Avantajları B_0/B_1 heterojenitesine duyarlılığının az olması ve aynı anda 4 farklı doku kontrastının elde edilmesidir [2]. 187

Dezavantajı ise TR süresinin uzamasından dolayı inceleme sürenin artması ve kesit sayısının sınırlı olmasıdır.

CHESS (fat sat): CHESS (chemical-shift selective), yağ baskılama için en sık kullanılan tekniktir. Yağın rezonans frekansına göre ayarlanan bir RF pulsu ile birlikte uvgulanan spoiler gradient yağ protonlarını satüre ve defaze eder, böylece yağın longitudinal manyetizasyonu ve dolayısıyla transvers manyetizasyonu kalmaz, sadece su protonlarından gelen sinyal toplanır. Doku kontrastinin etkilenmemesi ve herhangi bir puls sekansına eklenebilmesi avantajlarıdır. En iyi sonuç 1,0T ve üzerindeki manyetik alanlarda elde edilir. Dezavantajları 0,3T'nin altında kullanılamaması, homojen manyetik alan gerektirmesi (bu nedenle metalik materyal çevresinde, izomerkezden uzak lokalizasyonda ve sinüsler, baş-boyun bölgesi gibi suseptibilite distorsiyonları olan anatomik bölgelerde baskılaması yetersiz olabilir) ve TR'nin uzamasıdır (inceleme süresi uzar ve maksimum kesit sayısı azalır) [1, 2].

Su eksitasyonu: Bu teknikte yağ baskılaması yerine, su protonlarını selektif olarak eksite etmek için kısa RF puls serileri kullanılır. Spoiler kullanılmaz. Ağırlıklı olarak kas-iskelet sistemi görüntülemesinde, özellikle kartilaj değerlendirmesinde kullanılır. Avantajları B₁ inhomojenitesine dirençli olması ve orta manyetik alan gücünde (0,3-1T) kullanılabilmesidir. Dezavantajları B₀ inhomojenitesine duyarlı olması, minimum TR, TE ve toplam sürenin artması, maksimum kesit sayısının azalmasıdır [2].

Yağın Kısa T1 Süresi

Short TI inversion recovery (STIR): Çok kullanılan bir sekanstır. Yağın T1 zamanı vücuttaki hemen diğer tüm dokulardan daha kısa olduğu için, kısa TI değerlerinin kullanıldığı inversion recovery sekansı ile sinyali selektif olarak baskılanabilir (1,5 T'de 150-180 ms). Yağın net manyetizasyon vektörü sıfır noktasından geçtiği anda longitudinal manyetizasyonu sıfırdır, dolayısıyla 90° RF pulsu gönderildiğinde transvers manyetizasyonu da oluşmayacak ve yağdan sinyal alınmayacaktır. Teknik, manyetik alan inhomojenitelerine (B_0/B_1) rölatif olarak duyarsızdır ve metalik materyal varlığında ve geniş FOV'larda kullanılabilir. Görüntüler T2 ağırlıklıdır. Sinyal baskılama yağa spesifik değildir; melanin, methemoglobin, mukus gibi T1 süresi kısa maddeler de baskılanabilir. Bu nedenle de STIR sekansın en önemli sınırlaması gadolinyum ile birlikte kullanılamamasıdır [1, 2]. Diğer dezavantajları TR süresinin uzun olması ve dolayısıyla sürenin artması ve kesit sayısının sınırlı olması, doku kontrastının sınırlı olması, sinyal/gürültü oranının düşük olmasıdır.

Hibrid Teknikler

SPIR (Spectral Presaturation with Inversion Recovery) ve SPAIR (Spectral Attenuated Inversion Recovery): CHESS ve STIR tekniklerinin kombinasyonudur. Selektif bir RF pulsu sadece yağın sinyalini ters döndürür, TI gecikmesi sonrası sinyal oluşturulur. Görüntüler T1 ağırlıklıdır, gadolinyum sonrası kullanılabilir. SPIR ile SPAIR arasındaki esas fark, SPAIR tekniğinde B1 inhomojenitesine duyarlılığı azaltan 180° ters döndürücü puls kullanılmasıdır. Avantajları; doku kontrastının etkilenmemesi ve SPAIR sekansın B₁ inhomojenitesine dirençli olmasıdır. Dezavantajları; her iki tekniğin de B_0 inhomojenitesine duyarlı olması, düşük manyetik alan gücünde kullanılamaması, SPIR sekansın B, inhomojenitesine duyarlı olması, minimum TR ve sürenin artması, maksimum kesit sayısının düşmesidir [2].

MR KONTRAST MADDELER

Yumuşak doku çözünürlüğü en yüksek olan, dolayısıyla dokular arası kontrast farkını en iyi ortaya koyan radyolojik görüntüleme yöntemi MRG'dir. Çeşitli kontrast maddeler kullanılarak MRG'nin bu özelliği artırılabilmekte, normal ve patolojik dokular arasındaki kontrast farkı detaylı bir şekilde ortaya konabilmektedir.

MRG'nin klinik kullanıma girmesinden kısa bir süre sonra kontrast maddeler de uygulamaya girmiştir. T1 relaksasyon sürecini hızlandıran paramanyetik katalizörler ilk kez Paul La-

Etken madde	Ticari adı	Firma	Yapısı	Termodinamik stabilitesi (log Ktherm)	Osmolalite (mOsm/kg) (37°'de)	Atılım yolu
Gadobutrol (Gd-DO3A-butrol)	Gadovist [®]	Bayer Pharmaceuticals	Makrosiklik noniyonik	21,8	1603	Renal
Gadoterat meglumin (Gd-DOTA)	Dotarem®	Guerbet Group	Makrosiklik iyonik	25,4	1350	Renal
Gadobenat dimeglumin (Gd-BOPTA)	Multihance®	Bracco Pharmaceuticals	Lineer iyonik	22,6	1970	%93 renal, %3 biliyer
Gadoksetik asit disodyum	Primovist [®]	Bayer Pharmaceuticals	Lineer iyonik	23,5	688	%50 renal, %50 biliyer
Gadodiamid (Gd-DTPA-BMA)	Omniscan [®]	GE Healthcare	Lineer noniyonik	16,8	789	Renal
Gadopentat dimeglumin (Gd-DTPA)	Magnevist [®]	Bayer Pharmaceuticals	Lineer iyonik	22,1	1960	Renal
Gadoversetamid (Gd-DTPA-BMEA)	Optimark [®]	Guerbet Group	Lineer noniyonik	16,6	1110	Renal
Kavnak: Xiao et al. [10]: Pommersheim et al. [11]: Schieda et al. [14]: Rasschaert et al. [22]						

Tablo 1:	Gadolin	yum Bazlı	Kontrast	Maddele
----------	---------	-----------	-----------------	---------

uterbur tarafından fark edilmiştir [6]. İnsanda ilk kez ferrik klorid gastrointestinal sistemin görüntülenmesi için kullanılmıştır [7]. Gadolinyum (Gd) ise 1984 yılında yapılan bir çalışmada beyin tümörlerinin görüntülenmesinde ilk defa kullanılmıştır [8]. Klinik kullanımına 1988 yılında onay verilen ilk MR kontrast ajanı gadopentetat dimeglumindir (Magnevist; Bayer Pharmaceuticals, Almanya) [9]. Tüm Gd bazlı kontrast maddeler, bir ağır metal olan Gd ve Gd'a sıkıca bağlanan ve stabilite, çözünürlük ve güvenlik profili ile ilişkili organik bir liganddan oluşur (Tablo 1). Bu bileşiklerin kullanımı giderek artmakta olup günümüzde de halen yeni kontrast ajanların geliştirilmesi çalışmaları devam etmektedir.

Biyolojik dokulardaki MR sinyali dokudaki proton yoğunluğu, protonların doku spesifik T1, T2 ve T2* relaksasyon değerleri, doğal paramanyetik iyonların varlığı, manyetik suseptibilite, su moleküllerinin inceleme sırasındaki voksel içi-dışı difüzyon ve perfüzyonu gibi birçok parametreye bağlıdır. Gd⁺³ ve dysprosium gibi lantanid elementleri ile Fe⁺², Fe⁺³, Mn⁺² gibi paramanyetik iyonlar sıvı icerisinde güclü mikroskopik lokal manyetik alan oluşturur. Su protonları bu alana yeterince yakınlaşınca relaksasyona başlarlar ve yerlerini hızla henüz relaksasyona girmemiş diğer su molekülleri alır. Yani MR kontrast maddeleri direkt olarak görülmezler, cevre dokudaki atomların T1 (longitudinal) ve T2 (transvers) relaksasyon sürelerini kısaltarak T1 ağırlıklı görüntülerde sinyal artışı, T2 ağırlıklı görüntülerde ise sinyal azalması şeklinde indirekt etki mekanizmaları mevcuttur [9-12]. MR kontrast maddeleri aşağıda detayları verilen çeşitli özelliklerine göre sınıflandırılabilir.

Manyetik Özellikler

Çoğu paramanyetik (gadolinyum ve manganez) veya süperparamanyetik (demir oksit)

EĞİTİCİ NOKTA özellik gösterir. Paramanyetik özellik bu maddelerde bulunan bir veya birden fazla çiftlenmemiş elektrondan kaynaklanmaktadır ve kalıcı manyetik momentleri vardır [13]. Gadolinyumun (Gd⁺³) 7, manganezin (Mn⁺²) ise 5 ciftlenmemiş elektronu mevcuttur. Organik serbest radikaller de çiftlenmemiş valens elektronlarından dolayı paramanyetik özellik gösterirler. Paramanyetik atomun manyetik momenti ile komşuluğundaki su moleküllerinin daha küçük olan manyetik momentleri arasında dipolar manyetik etkileşim mevcuttur. Moleküler hareketler bu dipolar etkileşimde rastgele dalgalanmalara yol açar ve su protonlarının hem longitudinal hem de transvers relaksasyon sürelerini kısaltır [13].

Bir lantanid metal olan Gd yüksek manyetik momenti ve stabilitesi nedeniyle en çok tercih edilen kontrast maddedir. Protonlardan 1000 kat daha güçlü manyetik momente sahiptir [9, 10]. Gd+3'ün 9 koordinasyon bölgesi mevcuttur. Bunlardan sekizi, Gd⁺³ iyonu ile şelasyon yapan ligand arasında olup, dokuzuncu ise Gd⁺³ ile sudaki oksijen atomu arasındaki bağdır [12]. Dokularda T1 sinyali T2'den daha yüksek olduğu için paramanyetik ajanların baskın etkisi düşük dozlarda T1 süresini kısaltmasıdır [9-11]. T1 sekansta parlak görünüm nedeniyle bu maddeler pozitif kontrast madde olarak adlandırılır (T1 ajan). T2 sekansta ise T2 kısalması nedeniyle negatif kontrast oluştururlar (T2 ajan) [9, 10]. Bir kontrast maddenin T1 veya T2 ajan olması manyetik alan gücüne, kullanılan görüntüleme sekansına, kontrast maddenin boyutuna ve kontrast madenin dokuda nasıl dağıldığına bağlıdır [13].

Süperparamanyetik ajanlar (demir oksit gibi), kolloid formunda olup 5-200 nm çapındaki partiküllerden oluşurlar. Bu partiküllerin içinde binlerce manyetik iyon içeren çok küçük çaplı (1-10 nm) kristaller mevcuttur. Paramanyetik ajanlar gibi davranırlar, ancak paramanyetik ajanlardaki her bir atomun bağımsız olarak dış manyetik alandan etkilenmesinin tersine süperparamanyetik ajanlarda kristalin manyetik momenti bütün olarak manyetik alandan etkilenir. Dolayısıyla süperparamanyetik ajanların manyetik bir alan varlığında tek bir Gd molekülüne göre, çok büyük kalıcı manyetik momenti mevcuttur [13]. Partikül çapına göre 3 çeşit süperparamanyetik demir partikülü mevcuttur: ultra-small süperparamanyetik demir oksit (USPIO) (cap1 <50 nm), small süperparamanyetik demir oksit (SPIO) (çap 1µm-50 nm) ve mikron çapındaki büyük partiküller (MPIO). MPIO gastrointestinal sistemi görüntülemek için oral olarak kullanıma uygundur [13]. Negatif kontrast madde olan süperparamanyetik demir oksit (Fe⁺³) T2* ve T2 relaksasyon sürelerini kısaltarak sinyali düşürür. Bu etki en iyi gradient eko sekanslarda gözlenir ve "suseptibilite etkisi" olarak bilinir [9, 10]. Ancak yeni geliştirilen ve partikül çapı <10 nm olan US-PIO'nun T1 etkisi çok daha fazladır [13].

MR kontrast maddelerinin etkinliğini belirleyen R₁ ve R₂ relaksivite değerleri, kontrast maddenin her bir birimi başına (mM cinsinden) su protonlarının sırasıyla T1 ve T2 relaksasyon sürelerini azaltma yeteneğini gösterir. Kısacası relaksivite kontrast maddelerin relaksasyon oranlarını artırma kapasitesidir. Relaksivite kontrast maddenin molekül yapısı, Larmor frekansı, sıcaklık gibi faktörlerden etkilenir. Yüksek relaksiviteye sahip olan kontrast madde, aynı miktarda ancak relaksivitesi daha düşük olan kontrast maddeye göre T1 ve T2 sürelerini daha fazla kısaltır [13].

Bir dokunun kontrast madde ile boyanması, ya o dokunun diğer dokulara göre kontrast madde afinitesinin daha fazla olması veya vaskülaritesinin daha yüksek olması ile sağlanır [13].

Kimyasal Yapı

Gd⁺³'un serbest iyonik formu son derece toksik olup fizyolojik pH'da hızla hidrolize uğrar ve çözünmeyen GdOH₃'e dönüşür. Bu nedenle Gd⁺³'un hücre içine alınımını engellemek ve toksisitesini en aza indirmek için organik bir ligand ile şelasyon yapılması gereklidir. En sık kullanılan ligandlar lineer veya makrosiklik poliaminokarboksilat/fosfonat deriveleridir. Böylece ekstrasellüler mesafede kalan Gd'un renal ekskresyonu da artar [10, 11, 13]. Termodinamik stabilite, Gd⁺³ ile şelasyon ligandı arasındaki bağı kırmak için gereken enerjidir. Kinetik stabilite ise disosiasyonun ortaya çıkma hızı olup Gd şelatlarının yapısı yanı sıra pH, sıcaklık, ortamda Gd ile yarışmaya giren katyonların (Cu⁺², Zn⁺², Ca⁺²) varlığı gibi çevresel faktörlere bağlıdır. Her Gd bileşiğinin kendine özgü termodinamik ve kinetik stabilitesi mevcuttur [12].

Gd⁺³ ayrıca dendrimer veya protein gibi polimerik taşıyıcılara, paramanyetik misellerin içindeki amfifilik şelatlara, lipozomlara, zeolit gibi poröz materyallere ve nanopartiküllere bağlanarak da kullanılabilir [13].

Moleküler yapısına göre Gd şelatları makrosiklik-lineer geometri ve iyonik-noniyonik olarak sınıflandırılır. Makrosiklik bileşiklerde kafes benzeri bir yapı mevcut olup Gd, molekül içinde sıkıca hapsedilmiştir; Gd iyonunun ayrışması son derece düşüktür, bu nedenle bu bileşiklerin termodinamik stabilitesi lineer bileşiklere yüksektir. Lineer bileşiklerin ise Gd'u cevreleyen elonge bir yapısı mevcuttur. Termodinamik stabilitesi en düşük olanlar lineer noniyonik bileşikler olup nefrojenik sistemik fibrozis (NSF) ile ilişkilidirler [9, 11, 12]. Noniyonik olan kontrast maddelerin osmolalitesi iyoniklerden daha düşük olup daha yüksek dozlarda kullanılabilir. MR kontrast ajanları için klinik uygulamalarda önerilen doz 0,1 mmol/ kg (0,2 mL/kg) olup MR anjiyografi gibi incelemelerde daha yüksek dozlar uygulanabilir [9]. İyotlu kontrast maddelere göre bu ajanların daha düşük dozlarda kullanılabilmesinin sebebi, tek bir Gd molekülünün bile oldukca fazla sayıda su protonunu etkileyebilmesidir [11]. Şu anda kullanımda olan kontrast maddelerden Gadobutrol dışındaki tüm Gd bileşiklerinin konsantrasyonu 0,5 M iken, Gadobutrol'ün konsantrasyonu ise 1 M'dir.

Biyodağılım

Biyodağılımına göre kontrast maddeler nonspesifik (ekstrasellüler ajanlar ve kan havuzu ajanları) ve spesifik (organ-spesifik yani pasif olarak bir hücre tipine yönlendirilmiş olan ajanlar ve hedefe yönelik yani aktif olarak moleküler spesifik bir bölgeyi hedefleyenler) ajanlar olarak ikiye ayrılır [13].

Nonspesifik ajanlar

Ekstrasellüler ajanlar: İntravenöz uygulama sonrası Gd kısa sürede ekstrasellüler kompartmanlarda (intravasküler ve interstisyel) denge durumuna ulaşır. Gd iyonunun hücre içine alınımı, özellikle düşük moleküler stabilitesi olanlarda yüksek toksisite nedeniyle istenmeyen bir durumdur. Esas atılım yolu renal ekskresyon (glomerüler filtrasyon ve/veya aktif sekresyon) olup böbrek fonksiyonları normal olanlarda plazma yarılanma ömrü ortalama 1,5-2 saattir, 24 saat içinde de hemen hemen tamamı atılmaktadır [9-11].

Kan havuzu ajanları: İntravasküler kontrast maddeler olarak da bilinirler. Ekstrasellüler ajanlara göre boyutlarının ve molekül ağırlıklarının fazla olmasından dolayı interstisyuma geçemez ve damar içinde daha uzun süre kalırlar, daha yavaş atılırlar. Böylelikle, vasküler yapılar 1 dakika-1 saat gibi geniş bir zaman diliminde görüntülenebilir [9-11, 13]. Ayrıca R, relaksivite değerleri de daha yüksektir [13]. Bolus zamanlamasından bağımsız olarak hem arteryel hem de venöz faz görüntülemesini sağlayarak anatomik olarak daha geniş alanların, reenjeksiyona gerek kalmadan, tekrar tekrar görüntülenmesine izin verirler [9]. Kan havuzu ajanları; USPIO partikülleri, plazma proteinlerine (albümin) geri dönüşlü olarak bağlananlar ve makromoleküller (polimerler ve lipozomlar) olmak üzere üç kategoriye ayrılırlar [10, 13]. Albümine sıkıca ve geçici olarak bağlanan Gd+3 kompleksleri gadofosveset trisodyum (MS-325, Vasovist) ve gadokoletik asittir (B-22956) [13]. Bu kompleksler MR anjiyografinin yanı sıra meme ve perfüzyon MR incelemelerinde kullanılabilir. Malign tümörlerde başta albümin olmak üzere plazma proteinlerinin uptake ve metabolizmasının artması ve neovaskülarizasyon nedeniyle bu ajanlar tedavi takibinde de kullanılabilmektedir [13]. Ferumokstran (Sinerem, Combidex gibi) USPIO partikülleri, albümine bağlananlar ve polimerize Gd şelatlarının aksine karaciğer, dalak ve lenf nodlarında tutularak vücuttan elimine edilirler [13].

Spesifik ajanlar

Organ-spesifik ajanlar: Hedef doku/organa yönelik geliştirilen kontrast maddelerdir. Bir ajanın bazı doku ve organlarda daha yüksek konsantrasyonda dağılımı hem kullanılan ajanın dozunu azaltır hem de lezyon saptama duyarlılığını artırır [12]. Karaciğer-spesifik olanlar hepatobiliyer ajanları (paramanyetik kompleksler) ve retiküloendotelyal sistem (RES) ajanlarını (paramanyetik partiküller ve lipozomlar) içerir. Hepatobiliyer ajanlar hepatositler tarafından aktif transport ile alınır, normal parankimin diğer dokulara göre intensitesi artar. Safra yoluyla atılım sayesinde biliyer anatomi de görüntülenmiş olur (kolanjiyografi). Fonksiyone hepatosit içeren lezyonlar postkontrast T1 görüntülerde parlak görünürler ve böylece hepatosellüler kökenli olan ve olmayan lezyonların ayrımı sağlanmış olur. Mangofodipir trisodyum (Teslascan) bu amaçla kullanılan ilk Mn⁺² içeren kontrast maddedir. Gd-EOB-DTPA (Primovist) karaciğere spesifik olup %50'si biliyer yolla atılırken, Gd-BOPTA (Multihance) çok amaçlı olup %2-3'ü biliyer yolla atılmaktadır [9-11, 13]. Demir oksit partikülleri ise RES ajanları olup hedefi Kupffer ve diğer RES hücreleridir; karaciğer, dalak, lenf nodları ve kemik iliğinde fagositozla tutulurlar [9]. Kupffer hücreleri karaciğerin çok küçük bir volümünü teşkil etmesine rağmen, süperparamanyetik demir oksit partikülleri suseptibilite etkisi ile çok düşük dozda bile T2 ağırlıklı görüntülerde tüm karaciğerin sinyalini düşürebilir (negatif kontrast). Demir oksit partikülleri metabolize edilerek çözünebilir ve nonsüperparamanyetik demir formuna dönüştürülerek birkaç gün içinde normal demir havuzuna dahil olur [13]. Paramanyetik lipozomlar T1 kısalmasına yol açan pozitif kontrast maddeler olup esas olarak karaciğer olmak üzere RES hücreleri tarafından tutulur [13]. MR anjiyografi için geliştirilen ultrasmall demir oksit partikülleri (USPIO) de vasküler sistemden temizlendikten sonra normal lenf nodlarında birikir, T2 kısaltma etkisiyle sinyal intensitesini düşürür ve böylece normal-metastatik lenf nodu ayrımı yaparak tümörlerde lenf nodu evrelemesinin yapılmasını sağlar [9, 13].

Hedefe yönelik ajanlar (aktif olarak hedef belirleyen ajanlar): Hücre membranındaki spesifik moleküler bölgeleri tanıyan ajanlardır. Çoğu intrasellüler boşlukta hapsedilir. İnflamasyon, ateroskleroz, anjiyogenez, apoptozis, tümör gibi spesifik patolojik süreçlerin görüntülenmesinde kullanılır (moleküler görüntüleme) [13].

Uygulama yolu

İntravenöz ajanlar: En sık kullanılanı paramanyetik Gd şelatlarıdır. İntravenöz verilmesinden sonra intravasküler ve ekstrasellüler kompartmanda dağılır ve idrarla hızla atılır [10].

Oral ajanlar: Manyetik özelliklerine göre değişik mekanizmalarla gastrointestinal sistemin görüntülenmesi için kullanılır. Diamanyetik, paramanyetik, süperparamanyetik özellikte olabilirler. Pozitif kontrast oluşturan diamanyetik ajanlar (süt, dondurma, sıvı yağ gibi yağlı emülsiyonlar, sükroz poliesterleri gibi) T1 süresini kısaltırlar. Negatif kontrast oluşturan diamanyetik ajanlar ise proton yoğunluğunu azaltanlar (perfluorooctylbromide (PFOB) iceren Perflubron®, Imagent®) ve lümen içi su protonlarının T2 süresini kısaltan (Ba⁺², Al⁺³, Si⁺⁴) süspansiyonlardır. Paramanyetik ajanlar Mn⁺², Gd⁺³, Fe⁺³ içeren ve T1 süresini kısaltarak pozitif kontrast oluşturan bileşiklerdir (Magnevist enteral[®], Lumenhance[®], Ferriseltz[®], Gadolite[®] gibi). Süperparamanyetik ajanlar ise (Lumirem®, Gastromark®, Abdoscan®) T2/T2* süresini azaltarak negatif (Fe⁺²/Fe⁺³) kontrast oluşturur [9-11, 13]. Yeşil çay ve yabanmersini suyu da yüksek Mn içeriğinden dolayı doğal kontrast madde olarak kullanılabilmektedir [9, 10].

YAN ETKİLER-GÜVENLİK PROFİLİ

İdeal bir MR kontrast maddesi, stabil kimyasal yapıya ve yüksek relaksiviteye sahip olmalı, mümkün olan en düşük dozda optimal kontrast sağlamalı, akut veya uzun dönem yan etkileri olmamalı, vücuttan hızla temizlenmeli ve atılmalıdır [14]. Gd'lu ajanlar genel olarak güvenli ve iyi tolere edilebilir olsa da, tamamen risksiz değildirler. Yan etki oranı klinik dozlarda %0,07-2,4 olup minör fizyolojik (bulantı, kusma, enjeksiyon yerinde ağrı, baş ağrısı, parestezi, sıcaklık hissi, vb) ve hafif alerjik reaksiyonlar şeklindedir [9, 15, 16]. Allerjik reaksiyonların sıklığı ise %0,004-0,7 olup hayatı tehdit eden anaflaktik reaksiyon son derece nadirdir (%0,001-0,01) [9, 16]. Bu nedenle daha önce Gd'a bağlı anaflaksi gelişmiş olan hastalarda kullanılmamalıdır. Astımı olan hastalarda ise dikkatle kullanılmalıdır [9, 16].

Nefrojenik Sistemik Fibrozis

Kronik veya akut böbrek yetmezliği olanlarda, Gd ile ilişkili, potansiyel olarak fatal bir hastalıktır [9, 11, 14, 15, 17]. Esas olarak cilt etkilenmekle birlikte akciğerler, plevra, eklemler, kaslar, kalp, perikard, böbrekler ve karaciğer tutulumu da görülebilir [9, 15, 17]. Patogenezi tam bilinmemekle birlikte böbrek disfonksiyonu olan hastalarda vücuttan atılamadığı için uzun süre dolaşımda kalan Gd'un şelatından ayrılarak serbest kalma riskinin arttığı, serbest Gd iyonunun anyonlara bağlanarak çözünmeyen presipitat oluşturduğu ve dokularda birikerek fibrotik reaksiyona neden olduğu öne sürülmektedir [11, 14, 15]. Gadoksetik asit dışındaki tüm Gd bileşiklerinin esas atılım yolu üriner yolla olup böbrek fonksiyonları nefrojenik sistemik fibrozis (NSF) riskini değerlendirmede kritik öneme sahiptir [14]. Böbrek yetmezliği olan hastalarda Gd yarı ömrü sağlıklı insanlara göre çok yüksektir. Periton diyaliz hastalarında da, hemodiyaliz hastalarına göre NSF gelişme riski daha yüksektir [11]. NSF, Gd enjeksiyonundan günler-aylar sonra ortaya çıkabilmektedir [11, 15, 17]. Ciltte, özellikle ekstremitelerde progresif kalınlaşma, kontraktür ve hiperpigmentasyon tipiktir [15].

NSF gelişimi için risk faktörleri hasta ile ilgili olanlar ve kullanılan Gd'un moleküler yapısı ve stabilitesi ile ilgili olanlar olarak ikiye ayrılabilir. Hastaya bağlı faktörlerden en önemlisi böbrek fonksiyonu olup NSF gelişimi için en riskli olanlar, diyaliz hastaları, şiddetli (evre 4; eGFR<30-40 mL/dk/1,73 m²) veya son evre (evre 5; eGFR<30 mL/dk/1,73

m²) kronik böbrek yetmezliği olup diyalize girmeyen hastalar ve akut böbrek hasarı olan hastalardır [9, 14, 15]. Diğer olası risk faktörleri arasında metabolik asidoz, yüksek Fe, Ca, P düzeyi, immünsupresyon, vaskülopati, enfeksiyon sayılabilir. Karaciğer hastalığı ayrı bir risk faktörü olarak değerlendirilmemektedir [14-16]. Renal immatürite nedeniyle fetüs, yenidoğan ve gebeler de potansiyel olarak risklidir [14]. İkinci faktör, kullanılan Gd bileşiğinin özellikleri ile ilgilidir. Makrosiklik bileşiklerin, lineer bileşiklere göre daha stabil olmaları nedeniyle NSF'ye neden olma riski çok düşüktür [11, 14, 15]. Bugüne kadar NSF olgularının hemen tümü lineer noniyonik kontrast maddeler olan gadodiamid (Omniscan), gadoversetamid (Optimark) ve lineer iyonik bileşik olan gadopentat dimeglumin (Magnevist) ile bildirilmiştir [14, 15]. Ayrıca Gd tipinden bağımsız olarak standart doz olan 0,1 mmol/kg'dan daha yüksek dozların kullanılması ve özellikle de kısa bir zaman periyodunda tekrarlanan uygulamalar da yüksek NSF riski ile ilişkidir [14, 15]. European Medicines Agency (EMA), NSF gelişme riskine göre Gd bileşiklerini 3 gruba ayırmıştır: grup I yüksek riskli olanlar, grup II orta derecede riskli olanlar ve grup III düşük riskli olanlar (Tablo 2) [11, 15, 18, 19]. EMA, grup I'de yer alan yüksek riskli ajanların şiddetli böbrek yetmezliği olanlarda kullanımının kontrendike olduğunu bildirmiştir. Ayrıca bu hasta grubunda orta ve düşük riskli olan ajanların ise en düşük dozunun kullanımını ve tekrarlanan uygulamalar arasında en az 7 gün olmasını önermektedir. US Food and Drug Administration (FDA) da, 2010 yılında gadopentat dimeglumin, gadodiamid ve gadoversetamid'in şiddetli kronik böbrek yetmezliği ve akut böbrek hasarı olan hastalarda kullanımının kontrendike olduğunu bildirmiştir [9, 11, 20]. Ayrıca diyaliz hastalarında alternatif bir inceleme yöntemi yok ise stabil ajanların mümkün olan en düşük dozunun kullanılmasını ve hemen sonrasında hastanın diyalize alınmasını önermektedir [16, 17, 20]. Hemodiyalize girmeyen hastalarda ise NSF gelişimini önlemek için hemodiyaliz kullanımı ile ilgili yeterli kanıt yoktur [18].

Tablo 2: NSF Riskine Göre Gd-bazlı Kontrast Maddelerin Sınıflaması
Grup I: Yüksek riskli olanlar
Lineer non-iyonik selatlar:
Gadodiamid (Omniscan)
Gadoversetamid (Optimark)
Lineer iyonik şelat:
Gadopentat dimeglumin (Magnevist)
Grup II: Orta derecede riskli olanlar
Lineer iyonik şelatlar:
Gadobenat dimeglumin (Multihance)
Gadoksetat disodyum (Primovist)
Grup III: Düşük riskli olanlar
Makrosiklik şelatlar:
Gadoterik asit (Dotarem)
Gadobutrol (Gadovist)
Gadoteridol (Prohance)

Kaynak: European Medicines Agency. Gadolinium-containing contrast agents [18].

NSF açısından riskli olan hastaların belirlenmesinde Gd kullanımından önce renal fonksiyonların kontrolü önerilebilir. Bunun için kreatinin düzeyinden ziyade glomerüler filtrasyon hızının hesaplanması daha iyi bir yöntemdir. Ancak ek maliyet yükü getireceğinden NSF riski düşük olan ajanların seçilmesi daha iyi bir yöntemdir. İlk kez bildirildiği 2006 yılından beri son birkaç yıldır klinisyen farkındalığı, riskli hastalarda NSF gelişimi ile ilişkili ajanların kullanımından kaçınılması, daha düşük doz kullanımı ve tekrarlanan enjeksiyonlardan kaçınılması ile yeni NSF olguları ile karşılaşılmamaktadır.

Gd şelatları plasental geçiş nedeniyle amniyon sıvısında birikebileceğinden toksik serbest Gd iyonunun disosiye olma riski mevcuttur. Bu da fetüste veya annede potansiyel olarak NSF gelişme riski olabileceğini gösterir [9, 16]. Bu nedenle kullanımı gerekli ise güvenli ajanlar en düşük tanısal dozda kullanılmalıdır. Emziren kadınlarda da Gd bileşiklerinin %0,04'ten azı ilk 24 saatte süte geçmektedir ve bunun büyük bir kısmı şelat halindedir. Bunun da %1'den daha azı fetüsün gastrointestinal sisteminden absorbe edilmekte olup yan etki olasılığı son derece düşüktür, ancak sütün tadını değiştirebilir. Bu nedenle kontrast madde verildikten sonraki 12-24 saat içinde emzirmeye ara verilebilir [16].

Gadolinyumun Dokularda Birikimi

Gd'un ilk kez 2014 yılında, böbrek fonksiyonları normal olan hastalarda, tekrarlayan kümülatif dozlarda, dentat nükleus ve globus pallidus'ta birikerek T1 görüntülerde sinyal artışına yol açtığı bildirildi [21]. Santral sinir sistemindeki bu sinyal artışının daha sonraki çalışmalarda hemen hemen sadece lineer Gd bileşikleri ile ilişkili olduğu bildirildi [22].

Yapılan çalışmalarda, standart tek doz lineer Gd'lu ajanın bile serebellumda makrosiklik ajanlara göre belirgin sekilde yüksek rezidü Gd konsantrasyonlarına neden olduğu gösterilmiştir. Bu rezidü Gd, lineer ajanlarda intakt Gd şelatı, makromoleküllere bağlanan çözünebilir Gd ve çözünmeyen Gd tuzları şeklinde iken makrosiklik ajanlarda intakt şelat formundadır. Bu nedenle, termodinamik olarak stabilitesi düşük olan lineer bileşiklerin dokularda tedrici olarak disosiye olduğu, makrosiklik bileşiklerin ise intakt bir şekilde idrarla atıldığı en olası varsayımdır. Klasik olarak ventrikülden subaraknoid boşluğa geçen çözünür Gd bileşikleri araknoid granülasyonlardan reabsorbe edilip venöz kompartmana geçerek atılır. Diğer bir atılım yolu da, beyin parankiminde lenfatik damar olmamakla birlikte, beyinde depolanmayan Gd bileşiklerinin interstisyel sıvı ile birlikte arter duvarındaki kas tabakasını çevreleyen bazal membrandaki intramural periarteryel drenaj yoluyla boyun lenf nodlarına drene olmasıdır [22].

Gd'un beyin parankimine 3 ulaşım yolu bulunmaktadır: (1) Kan-BOS bariyeri yolağı: Gd'lu kontrast madde vasküler kompartmandan, önce fenestralı ve geçirgenliği fazla olan koroid pleksus kapillerlerinden, daha sonra da koroid pleksus epitelinden (kan-BOS bariyeri) pasif difüzyon, kolaylaştırılmış difüzyon gibi transport mekanizmalarıyla geçerek ventriküler BOS'a ulaşır. Normalde BOS ile taşınan bileşikler araknoid granülasyonlardan emilerek venöz sisteme taşınır. Ancak bir bölümü epandimi geçerek beyin interstisyumuna girer. (2) Kan-beyin bariyeri (KBB) yolağı: Yakın zamana kadar Gd bileşiklerinin KBB'ini geçemediği sanılmaktaydı, ancak kapiller bazal membranda Gd depozitlerinin saptanması bu hipotezi geçersiz kılmıştır. (3) Perivasküler (pial-glial) yolak: Subaraknoid boşluktaki Gd bileşiği, periarteryel pial-glial bazal membran boyunca beyin yüzeyine ulaşır ve beyin parankimine girer [22].

Beyinde birikimin Gd bileşiklerinin deşelasyonundan kaynaklandığı, dolayısıyla da molekülün kinetik stabilitesi ile iliskili olduğu ileri sürülmektedir. Birikimin sadece dentat nükleus ve globus pallidus'ta değil, posterior talamus, substantia nigra, red nükleus, serebellar pedinkül ve kollikülüs'te olduğu da gösterilmiştir [22]. Bu anatomik yapıların ortak özelliği yüksek konsantrasyonda Fe içermeleridir. Bu da Gd'un Fe ile aynı bölgelerde birikimi ile ilgili şu hipotezleri ortaya çıkarmıştır: 1. Gd'un endojen Fe ile yer değiştirmesi (transmetallasyon), 2. Gd'un beyne Fe ile aynı yolakları kullanarak ulasması, 3. Gd bileşiklerinin dentat nükleusa girmeden önce disosiye olmaları ve Gd'un endojen metallerle benzer yolakları kullanarak dokuya geçişi, 4. Stabilitesi düşük olan Gd bileşiklerindeki Gd'un iyonize Ca ile yer değiştirmesi. Gd ayrıca Cu, Zn ve P ile de yer değiştirebilmektedir. Beyin interstisyumuna giren lineer (düşük stabiliteli) Gd bileşikleri endojen metallerle transmetallasyona girer ve disosiye olan Gd dikensi depozitler şeklinde veya endojen makromoleküllere bağlanarak parankim içinde hapsolur. Bu birikimin henüz herhangi bir klinik bir öneminin olup olmadığı ve uzun dönem etkileri bilinmemektedir [22]. Ancak, EMA bazı lineer bileşiklerin ruhsatını askıya almış veya kullanımını kısıtlamış, daha sonra FDA lineer ajanların makrosiklik ajanlara göre beyinde birikiminin daha fazla olduğunu açıklamıştır [19, 20]. EMA, 2017 yılında lineer ajanlardan gadoksetik asit ve gadobenat dimeglumin'in kısıtlı endikasyonlarda (karaciğer görüntülemesi) kullanılmasına izin verirken

gadodiamid, gadopentat dimeglumin ve gadoversetamid'in kullanım ruhsatını askıya almıştır [18, 19]. Makrosiklik ajanların ise optimal kontrastı sağlayacak ve tanısal doğruluğu düşürmeyecek en düşük dozda kullanımına devam edilebileceğini bildirmiştir [18, 19]. FDA ayrıca yüksek riskli hastalarda (hayat boyu kontrastlı MR takibi gerektiren hastalar, gebeler, çocuklar ve inflamatuar hastalığı olanlar) kontrast madde seçerken tüm Gd bileşiklerinin beyinde birikim özelliklerinin göz önüne alınmasını ve mükerrer dozların mümkün olduğunca en aza indirilmesini önermiştir [19, 20]. Ayrıca kontrastlı yapılan her MR incelemesinde kullanılan Gd bileşiği ve dozunun not edilmesi önerilmektedir [16].

Beyin dışında Gd'un kemikte (kortikal ve kemik iliği), ciltte, böbrekte, karaciğerde, korneada, akciğer, miyokardda da depolandığı bilinmektedir. Ayrıca lineer noniyonik bileşiklerdeki Gd'un total serum Ca düzeylerini değiştirebildiği de bilinmektedir. Ancak serum Ca düzeyinde gerçek bir azalma olmamaktadır [12, 16]. Gd⁺³ ayrıca voltaj-bağımlı Ca kanallarını bloke edebilir ve Ca⁺² ve Mg⁺² ile aktive olan bazı enzimlerin aktivitesini engelleyebilir [9].

Kaynaklar

- Bitar R, Leung G, Perng R, Tadros S, Moody AR, Sarrazin J, et al. MR pulse sequences: What every radiologist wants to know but is afraid to ask. Radiographics 2006; 26: 513-7. [Crossref]
- Elster AD. Questions and answers in MRI. Available from: http://mriquestions.com.
- [3]. Sled JG. Modelling and interpretation of magnetization transfer imaging in the brain. NeuroImage 2018; 182: 128-35. [Crossref]
- [4]. Henkelman RM, Stanisz GJ, Graham SJ. Magnetization transfer in MRI: A review. NMR Biomed 2001;14: 57-64. [Crossref]
- [5]. Knutsson L, Xu J, Ahlgren A, van Zijl PCM. Contrast, and arterial spin labeling: How similar pulse sequences detect different phenomena. Magn Reson Med 2018; 80: 1320-40. [Crossref]
- [6]. Lauterbur P, Mendonca-Dias MH, Rudin AM. Augmentation of tissue water proton spin-lattice relaxtation rates by in vivo addition of paramagnetic ions. Front Biol Energ 1978; 1: 752-9. [Crossref]
- [7]. Young IR, Clarke GJ, Bailes DR, Pennock JM, Doyle FH, Bydder GM. Enhancement of relaxation rate with paramagnetic contrast agents in NMR imaging. J Comput Tomogr 1981; 5: 543-7. [Crossref]

- [8]. Carr DH, Brown J, Bydder GM, Weinmann HJ, Speck U, Thomas DJ, et al. Intravenous chelated as a contrast agent in NMR imaging of cerebral tumours. Lancet 1984; 1: 484-6. [Crossref]
- [9]. Chandra T, Mohan S. Role of contrast in MR imaging. Top Magn Reson Imaging 2016; 25: 151-6. [Crossref]
- [10]. Xiao YD, Paudel R, Liu J, Ma C, Zhang ZS, Zhou SK. MRI contrast agents: Classification and application. Int J Mol Med 2016; 38: 1319-26. [Crossref]
- [11]. Pommersheim F, Martin DR, Costello JR, Kalb B. Contrast agents for MR imaging. Magn Reson Imaging Clin N Am 2017; 25: 705-11. [Crossref]
- [12]. Hao D, Ai T, Goerner F, Hu X, Runge VM, Tweedle M. MRI contrast agents: Basic chemistry and safety. J Magn Reson Imaging 2012; 36: 1060-71. [Crossref]
- [13]. Geraldes CFGC, Laurent S. Classification and basic properties of contrast agents for magnetic resonance imaging. Contrast Media Mol Imaging 2009; 4: 1-23. [Crossref]
- [14]. Schieda N, Blaichman JI, Costa AF, Glikstein R, Hurrell C, James M, et al. Gadolinium-based contrast agents in kidney disease: Comprehensive review and clinical practice guideline issued by the Canadian association of radiologists. Can Assoc Radiol J 2018; 69: 136-50. [Crossref]
- [15]. Beckett KR, Moriarity AK, Langer JM. Safe use of contrast media: What the radiologist needs to know. Radiographics 2015; 35: 1738-50. [Crossref]
- [16]. ACR Committee on Drugs and Contrast Media. American College of Radiology ACR Manual on Contrast Media. 2020.

- [17]. Leisman S. Radiocontrast toxicity. Adv Chronic Kidney Dis 2020; 27: 50-5. [Crossref]
- [18]. European Medicines Agency. Gadolinium-containing contrast agents. Available from: https://www. ema.europa.eu/en/documents/referral/gadolinium-article-31-referral-annex-i-ii-iii-iv_en.pdf.
- [19]. European Medicines Agency. EMA's final opinion confirms restrictions on use of linear gadolinium agents in body scans. November 11, 2017. Available from: http://www.ema.europa.eu/docs/en_GB/ document_library/Referrals_document/gadolinium_contrast_agents_31/European_Commission_final_decision/WC500240575.pdf.
- [20]. Food and Drug Administration. Drug Safety Communication: FDA warns that gadolinium-based contrast agents (GBCAs) are retained in the body; requires new class warnings. December 19, 2017. Available from: http://www.fda.gov/media/109825/ download.
- [21]. Kanda T, Ishii K, Kawaguchi H, Kitajima K, Takenaka D. High signal intensity in the dentate nucleus and globus pallidus on unenhanced T1-weighted MR images: Relationship with increasing cumulative dose of a gadolinum-based contrast material. Radiology 2014; 270: 834-41. [Crossref]
- [22]. Rasschaert M, Weller RO, Schroeder JA, Brochhausen C, Idee JM. Retention of gadolinium in brain parenchyma: Pathways for speciation, access, and distribution. A critical review. J Magn Reson Imaging 2020 Apr 4. doi: 10.1002/jmri.27124. [Epub ahead of print]. [Crossref]

MRG'de Kontrast Artırma Yöntemleri ve MR Kontrast Maddeler

Ebru Düşünceli Atman

Sayfa 185

Kontrastı etkileyen temel parametreler dokuların T1 (verilen puls sonrası longitudinal manyetizasyonun yeniden kazanıldığı süre), T2 (oluşan transvers manyetizasyonun kaybolması için geçen süre) süreleri, proton yoğunluğu, dokunun akım karakteristiği, komşu dokuların karakteristik özellikleri ve birbirleri ile olan etkileşimleri gibi iç faktörlerdir. Bu değerler dokulara spesifiktir. Dış faktörlerden TR (radyofrekans puls tekrarlama zamanı) ve TE (radyofrekans pulsu verildikten sonra elde edilen sinyale kadar geçen süre, eko zamanı) değerleri değiştirilerek incelemenin T1 ve T2 ağırlığı, dolayısıyla kontrastı değiştirilebilir. Bunun dışında manyetik alan gücü, sapma açısı, inversiyon zamanı gibi dış faktörler ve difüzyon, perfüzyon, BOLD gibi ileri teknikler de kontrast artırılması için kullanılan yöntemlerdir.

Sayfa 187

Yağ baskılama metodları; kimyasal şifte (rezonans frekansı farklılığı), yağın kısa T1 süresine veya her iki tekniğe (hibrid teknikler) dayanmaktadır.

Sayfa 189

Gd⁺³ ve dysprosium gibi lantanid elementleri ile Fe⁺², Fe⁺³, Mn⁺² gibi paramanyetik iyonlar sıvı içerisinde güçlü mikroskopik lokal manyetik alan oluşturur. Su protonları bu alana yeterince yakınlaşınca relaksasyona başlarlar ve yerlerini hızla henüz relaksasyona girmemiş diğer su molekülleri alır. Yani MR kontrast maddeleri direkt olarak görülmezler, çevre dokudaki atomların T1 (longitudinal) ve T2 (transvers) relaksasyon sürelerini kısaltarak T1 ağırlıklı görüntülerde sinyal artışı, T2 ağırlıklı görüntülerde ise sinyal azalması şeklinde indirekt etki mekanizmaları mevcuttur.

Sayfa 190

Paramanyetik özellik bu maddelerde bulunan bir veya birden fazla çiftlenmemiş elektrondan kaynaklanmaktadır ve kalıcı manyetik momentleri vardır.

Sayfa 190

Dokularda T1 sinyali T2'den daha yüksek olduğu için paramanyetik ajanların baskın etkisi düşük dozlarda T1 süresini kısaltmasıdır. T1 sekansta parlak görünüm nedeniyle bu maddeler pozitif kontrast madde olarak adlandırılır (T1 ajan). T2 sekansta ise T2 kısalması nedeniyle negatif kontrast oluştururlar (T2 ajan).

MRG'de Kontrast Artırma Yöntemleri ve MR Kontrast Maddeler

Ebru Düşünceli Atman

Sayfa 190

Gd⁺³'un hücre içine alınımını engellemek ve toksisitesini en aza indirmek için organik bir ligand ile şelasyon yapılması gereklidir.

Sayfa 191

Termodinamik stabilitesi en düşük olanlar lineer noniyonik bileşikler olup nefrojenik sistemik fibrozis (NSF) ile ilişkilidirler.

Sayfa 193

Hastaya bağlı faktörlerden en önemlisi böbrek fonksiyonu olup NSF gelişimi için en riskli olanlar, diyaliz hastaları, şiddetli (evre 4; eGFR<30-40 mL/dk/1,73 m²) veya son evre (evre 5; eGFR<30 mL/ dk/1,73 m²) kronik böbrek yetmezliği olup diyalize girmeyen hastalar ve akut böbrek hasarı olan hastalardır.

Sayfa 193

Makrosiklik bileşiklerin, lineer bileşiklere göre daha stabil olmaları nedeniyle NSF'ye neden olma riski çok düşüktür.

Sayfa 195

Beyin dışında Gd'un kemikte (kortikal ve kemik iliği), ciltte, böbrekte, karaciğerde, korneada, akciğer, miyokardda da depolandığı bilinmektedir.

MRG'de Kontrast Artırma Yöntemleri ve MR Kontrast Maddeler

Ebru Düşünceli Atman

- 1. Aşağıdakilerden hangisi MR kontrastını etkileyen dış faktörlerden biridir?
 - a. Dokudaki proton yoğunluğu
 - b. T1 değeri
 - c. T2 değeri
 - d. Sapma açısı
 - e. Dokular arası etkileşim
- 2. Aşağıdakilerden hangisi kontrast maddelerin relaksivite özellikleri ile ilgili olarak yanlıştır?
 - a. Kontrast maddelerin etkinliğini gösteren bir parametredir.
 - b. Yüksek relaksiviteye sahip kontrast madde relaksivitesi düşük olan kontrast maddeye göre T1 ve T2 değerlerini daha çok uzatır.
 - c. Kontrast maddenin relaksivitesinin yükselmesi ile T1 sinyali artar.
 - d. Kontrast maddenin relaksivitesi artırılarak dozu azaltılabilir.
 - e. Larmor frekansı, 1sı, moleküler yapıdan etkilenir.
- 3. Aşağıdakilerden hangisi bir yağ baskılama sekansı olarak STIR sekansın dezavantajları arasında sayılabilir?
 - a. Sinyal baskılamanın yağa spesifik olmaması
 - b. Uzun inceleme süresi
 - c. Sinyal/gürültü oranının düşük olması
 - d. Gadolinyum ile birlikte kullanılamaması
 - e. Hepsi
- 4. Gadolinyum içerikli MR kontrast maddeleri için aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Termodinamik stabilitesi en yüksek olan şelatlar makrosiklik iyonik yapıya sahip olanlardır.
 - b. Klinik kullanım dozu 0,1 mmol/kg'dır.
 - c. İntravenöz uygulama sonrası böbrek fonksiyonları normal olanlarda plazma yarılanma ömrü 24 saattir.
 - d. Böbrek fonksiyonları ileri derecede bozuk olan hastalarda Gadodiamid kullanımı kontrendikedir.
 - e. Demir oksit içerikli kontrast maddelerin, gadolinyumlu bileşiklere göre manyetik momenti çok daha büyüktür.
- 5. Aşağıdakilerden hangisi nefrojenik sistemik fibrozis gelişimi için bir risk faktörü değildir?
 - a. Metabolik asidoz
 - b. Son evre böbrek yetmezliği
 - c. Hepatosteatoz
 - d. Vaskülopati
 - e. Yüksek Fe, Ca düzeyi



200

Trd Sem 2020; 8: 200-213

Görüntü Optimizasyonu ve Hızlı Görüntüleme Teknikleri

Murat Uçar 💿, Mahinur Cerit 💿

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Görüntü optimizasyonu için temel parametreler
- Hızlı görüntüleme teknikleri
- Paralel görüntüleme teknikleri
- Compressed sensing

Çözünürlük

Uçar M, Cerit M. Görüntü Optimizasyonu ve Hızlı Görüntüleme Teknikleri. Trd Sem 2020; 8: 200-213.

GİRİŞ

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) kullanımı geçmiş olduğumuz son birkaç on yılda giderek artmış ve büyük olasılıkla yakın vadede katlanarak artmaya devam edecektir; bu nedenle, modalitenin fiziksel temellerinin anlaşılması son derece önemlidir. Kaliteli ve hızlı bir görüntü elde etmek için görüntüleme parametrelerinin optimizasyonu sağlanmalı ve paralel görüntüleme tekniklerinden faydalanılmalıdır.

GÖRÜNTÜ OPTİMİZASYONU

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) kontrast ve uzaysal çözünürlük açısından büyük üstünlüğe sahip dijital, üç boyutlu bir görüntüleme yöntemidir. MRG'yi doku karakterizasyonu ve lezyon tespiti için kullanmaktayız ve bunu yaparken görüntünün yeterli kalitede olması gerekmektedir. Görüntü kalitesi elde edilen görüntünün, objeyi ya da patolojiyi ne kadar iyi temsil ettiğinin göstergesidir. Rutin MRG'de, MR teknisyenleri/MR radyoloji uzmanları, optimizasyonu sağlamak için tarama parametrelerini sürekli olarak ayarlarlar.

Optimum görüntü kalitesine ulaşmak için aşağıda belirtilen üçlü saç ayağının köşelerini oluşturan 3 faktör arasındaki denge önemlidir;

(a) Tarama süresi: TR x Faz kodlama basamak sayısı (N_{PE})x Eksitasyon sayısı-number of excitation (NEX)

(b) Uzaysal çözünürlük

(c) Kontrast çözünürlüğü: Sinyal-gürültü (noise) oranı (SNR) ve kontrast-gürültü oranı (CNR) ile belirlenir [1-3].

Cihaz donanımı ve yazılımı sabit olduğunu varsayarsak, üçgenin üç köşesinden herhangi birinin değiştirilmesi her zaman diğer iki köşeyi de etkiler.

Örneğin, genel olarak, k-boşluğunu TR başına bir veri satırı ile dolduran bir darbe dizisinin tarama süresi: [TR] x [k-boşluğu başına çizgi sayısına eşittir (faz kodlama adımlarının sayısı-

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

🖂 Murat Uçar • drucar@yahoo.com

© 2020 Türk Radyoloji Derneği. Tüm hakları saklıdır. na eşittir) aynı zamanda faz kodlama yönündeki matris boyutu ile aynıdır)] x [NEX].

Faz kodlama adımlarının sayısını artırarak uzaysal çözünürlüğü artırmak gerekirse, daha uzun süre tarama yapmak gerekir. Alternatif olarak, daha fazla SNR gerekiyorsa ve uzaysal çözünürlük değişmezse, NEX (number of excitation-eksitasyon sayısı) artırılması gerekir, bu da tarama süresinin artacağı anlamına gelir. Bu da "MRG'de yok öyle üç kuruşa beş köfte" klişe deyimini açıklamaktadır.

Açıkça cevabını aradığımız soru şu: Üçlü saç ayağı üçgeni nasıl kırılmaz?

Daha fazla SNR sağlamak için her zaman daha verimli alıcı RF sargıları ya da daha yüksek alan gücüne sahip MR tarayıcısı tercih edilebilir. Daha yüksek SNR, tarama süresini önemli ölçüde arttırmadan daha yüksek uzaysal çözünürlük için kullanılabilir. Klinik taramada, yüksek hız elde etmek için geometri parametrelerini optimize etme firsatları olabilir [1].

Örneğin, abdomenin aksiyal planda görüntülemesinde, faz kodlaması tipik olarak anteroposterior (AP) yöndedir. Vücudun enine boyutu genellikle AP boyutundan daha büyüktür. Böylece dikdörtgen bir görüntüleme alanı (FOV) tercih edilir ve AP boyutunda daha az faz kodlama adımı gerektirerek edinim süresini kısaltmış oluruz. Bu durum üçlü saç ayağı üçgenini kırmaz, çünkü daha az faz kodlama adımı SNR'de bir azalma oluşturmaz. Bununla birlikte, faz kodlama adımlarının azalması ciddi değilse (<%25), SNR'deki kayıp tipik olarak klinik çalışmada algılanamaz.

Optimizasyon için kullanılan kontrast, SNR, CNR ve uzaysal çözünürlüğün Resim 1 üzerinden formüllestirilmiş halleri aşağıda sunulmuştur.

Kontrast:

 $C(kontrast) = (S_A - S_B) / (S_A + S_B)$

S_A ve S_B: A ve B dokularından elde edilen sinyal intensiteleridir.

- Sinyal-gürültü oranı (SNR): SNR=Sinyal (S) / Gürültü (Noise)
- Kontrast-gürültü oranı (CNR) (A ve B dokuları için):

CNR_{AB}=(S_A-S_B) / Gürültü (Noise) – Voksellerin uzaysal çözünürlüğünün FOV ve matriks ilişkili basitleştirilmiş formülü:

 $\Delta x=FOV / N_{_{\rm FE}} \Delta y=FOV / N_{_{\rm PE}}$ Δx =Kesit kalınlığı

> Faz kodlama basamak sayısı: N_{PE} Frekans kodlama basamak sayısı: N_{FF}

KONTRAST

Manyetik rezonans görüntülemede kontrast; doku ya da patolojiden elde edilen sinyalin cevre dokudan farklı olma derecesidir. Dokular fiziksel özellikleri ile, yani T1 ve T2 relaksasyon süreleri ve proton yoğunluğu ile farklı sinyal intensitelerine sahip MR sinyalleri oluşturduğunda görüntü kontrastı ortaya çıkar. Sinyal terimi ile görüntüdeki piksel veya voksel parlaklığını kastediyoruz. Sinyalin parlaklığını etkileven temel faktör her bir voksel'deki proton sayısıdır.

Kontrast Çözünürlüğü

Kontrast çözünürlüğü görüntüdeki yoğunluk farklarını ayırt etme yeteneğidir. MRG'de, kontrastın belirlenmesi kalibrasyon ve optimizasyon için çok önemlidir. Su için Hounsfield birim değerinin sıfır olarak ayarlandığı x-ışını ve bilgisayarlı tomografi gibi diğer görüntüleme yöntemlerinin aksine, MRG için standart referans sinvali yoktur. Bu nedenle CNR genellikle kontrast için bir indeks olarak kullanılır, çünkü bu metrik referans sinyali gerektirmez.

Kontrast çözünürlüğü, görüntü kalitesini hem görüntü kontrastı hem de çözünürlük açısından tanımlamaya yönelik bir yaklaşımdır. SNR ve CNR tarafından belirlenir. Sinyal intensitesi, her bir vokselden elde edilen bilginin görüntüye aktarıldığındaki parlaklık derecesidir. Gürültü ise zeminden ölçülen sinyal yoğunluğundaki rastlantısal değişiklikler olup sinyalin standart deviasyonuna eşittir. En önemli gürültü kaynağı hasta vücudundaki termal harekete bağlı RF salınımıdır. İnsan vücudunda, sodyum, potasyum ve klorür gibi elektrik akımı taşıyan elektrik yüklü atomik



Resim 1. Kontrast, sinyal-gürültü oranı (SNR) ve kontrast-gürültü oranı (CNR) formülleştirilmesi görüntü üzerinden yapılmaktadır.

parçacıklar da gürültü sebebidir. Ayrıca sinyali ölçen RF sargılarında da olmak üzere diğer tüm elektronik cihazların da yaydığı elektromanyetik dalgalar gürültüye neden olur. Gürültü lezyon kontrastını azaltır. Görüntüdeki sinyal yoğunluğunun gürültü seviyesine oranı SNR'dir. SNR artıkça çözünürlük artar. SNR düştükçe görüntü bulanıklaşır. SNR'nin düşük olması sinyalin azlığının yanı sıra gürültünün fazla olmasına bağlı olabilir.

Sinyal gürültü oranı (SNR) bir objenin saptanabilirliğini temsil ederken CNR iki doku arasındaki SNR farkını ifade eder. Yani CNR bir objenin çevre dokudan ayırabilirliğidir ve görüntü kalitesinin en önemli göstergesidir [2, 4, 5].

Kontrast çözünürlüğü etkileyen faktörler;

İç faktörler: Dokunun yapısal özellikleridir. T1, T2, T2*, rölatif proton yoğunluğu, akım karakteristikleri ve çevre dokuların karakteristikleridir.

Dış faktörler: Operatör tarafından kontrol edilen inceleme parametreleridir.

- Manyetik alan gücü
- Sekans tipi
- Sekans özellikleri
- Radyofrekans sargısı ve kalite faktörü (Q)
- Sekans parametreleri
- · Kontrast madde

Manyetik alan gücü

Protonların salınım frekansı (Larmor) manyetik alan gücü ile doğru orantılıdır. Manyetik alan gücü arttıkça daha fazla sinyal elde edilir ve SNR artar. Kontrast çözünürlüğü ile manyetik alan gücü doğru orantılı olarak artar (Resim 2).

Sekans tipi

Uygulanan RF pulsu ile ilişkilidir. SE sekanslarda 90 derece RF pulsundan sonra uygulanan 180 derece RF pulsu aynı fazda olan proton sayısı fazla olup transvers manyetizasyon ile elde edilen sinyal artmaktadır. Gradient eko sekanslarda ise 90 derece RF pulsu yerine uygulanan düşük sapma açılı pulsu sonrası 180 derece RF pulsu uygulanmaz ve görüntüleme süresi kısalır ama sinyal düşer ve SNR düşer. SNR genellikle SE sekanslarda yüksek, GRE sekanslarda düşüktür.

Sekans özellikleri

Radyofrekans (RF) pulsu ile iki etki meydana gelir. 1. Protonlar düşük enerji seviyesinden yüksek enerji seviyesine geçerler. 2. Faz dışı dağınık salınan protonlar faz içine geçip düzene geçerler. Transvers planda manyetik vektör meydana gelir. Elde edilen sinyal transvers manyetizasyondan elde edilir. RF pulsu kesilince 1. Protonlar enerjilerini ortama aktararak yüksek enerji seviyesinden düşük enerji seviyelerine geçerler (spin-lattice relaksasyon). Böylece longitudinal manyetizasyon gelişmeye başlar. 2. Aynı fazda salınan protonlar birbiriyle etkileşerek (spin-spin relaksasyon) farklı fazlarda salınmaya başlarlar ve transvers manyetizasyon azalır. Longitudinal manyetizasyonun %63'ünün yeniden oluşmasına kadar geçen süre T1 süresidir. Transvers manyetizasyonun %37 kalmasına kadar geçen süre ise T2 süresidir.

Eko toplama zamanı (TE) RF pulsu verildikten sonra sinyalin toplanmasına kadar geçen süre, tekrarlama süresi (TR) ise yeni RF pulsu verilmesine kadar geçen süredir. Sinyali ve dolayısıyla çözünürlüğü arttırmak için TE süresini kısaltmak TR süresini uzatmak gerekmektedir. Bunun nedeni TR değeri uzarsa longitudinal



Resim 2. A, B. Manyetik alan gücü ile kontrast çözünürlüğü arasındaki doğru orantılı ilişki. (A) 3 Tesla ve (B) 1,5 Tesla MR cihazı ile elde edilmiş aksiyal T2 ağırlıklı görüntüde çözünürlüğün farklılığı izlenmektedir.

manyetizasyona geçen ve yeni RF pulsu ile transvers manyetizasyona geçecek proton sayısı artmaktadır ve böylece daha azla sinyal elde edilir. TE süresi uzun tutulursa spin-spin relaksasyon fazla olup transvers manyetizasyon azalacaktır. TE süresi kısa tutulursa yani protonlar çok fazla defaze olmadan sinyal okunursa elde edilen sinyal artmaktadır. Kısa TE de SNR artar.

Radyofrekans sargıları ve kalite faktörü

Kontrast çözünürlüğü artırmak için her şeyden önce iyi bir RF sargısı seçilmelidir. Bir sargı ne kadar küçükse kaydettiği gürültü o kadar az, SNR o kadar iyi olur. Yüzey sargıları incelenecek yüzeye yakın bir şekilde yerleştirilen alıcı RF sargılarıdır. Bu tür sargılar da ise kaydedilen sinyal yüksek gürültü düşük olacaktır. Ancak volüm sargıları vücudun daha geniş alanından sinyal topladığından alınan sinyal inhomojen, gürültü fazla olacaktır. Kalite faktörü (Q=quality factor) RF sargısının sinyali toplama duyarlılığını gösterir. SNR kalite faktörünün karakökü ile doğru orantılı olarak artar.

Sekans parametreleri

Voksel hacmi: her bir voksel içinde sinyal elde edeceğimiz çok sayıda proton bulunur. Voksel hacmi artarsa içindeki proton sayısı artar ve dolayısıyla kaydedilen sinyal artar. Voksel hacmini arttıran her durum sinyali arttırır. Ancak voksel hacmini arttırmak için kesit kalınlığını arttırmak uzaysal çözünürlüğü azaltır ve parsiyel hacim etkisi nedeniyle hedef lezyonun kontrast azalmasına neden olabilir ve bu nedenle lezyonun gözden kaçma olasılığı vardır. İnce kesit gerekliyse, 3 boyutlu teknikler düşünülmelidir. Voksel hacmini FOV, matriks ve kesit kalınlığı belirler. Piksel, FOV'un matrikse bölünmesiyle elde edilen iki boyutlu alandır. Pikselin kesit kalınlığı ile çarpılması ile voksel oluşmaktadır. Matriks sabit iken FOV ya da kesit kalınlığının artışı vokseli ve SNR'yi arttırır (Resim 3). FOV sabit iken maktriksin azaltılması voksel hacmini ve SNR'yi arttırır.

İnceleme süresinin kısaltmanın bir diğer yöntemi kare FOV yerine dikdörtgen FOV kullanmaktır. Faz kodlama yönünden azaltılan FOV, azaltılan oranda faz kodlama sayısını azaltılmakta ve o oranda süre azalmaktadır. Voksel hacmi değişmez ve uzaysal çözünürlük değişmez. Ancak az kodlama basamağı sayısı azaldığı için SNR düşer.

Eksitasyon sayısı (NEX-number of excitation) aynı voksel içindeki sinyalin toplanma sayısıdır. Görüntü oluşturulurken faz kodlama basamaklarının kaç kez kullanıldığını ifade



Resim 3. A, B. Kesit kalınlığı ile kontrast çözünürlüğü arasındaki ilişki. Diğer parametreler aynı olmak üzere 1,5 Tesla MR cihazı ile elde olunan T2 ağırlıklı görüntülerde kesit kalınlığı (A) 7 mm ve (B) 3 mm seçildiğinde ince kesit görüntüde gürültü artmış, SNR azalmış, kontrast çözünürlük azalmıştır. Ancak ince kesit görüntüde uzaysal çözünürlük voksel hacmindeki azalmaya bağlı artmıştır.



Resim 4. A, B. Eksitasyon sayısının (number of excitation-NEX) etkisi. Diğer parametreler aynı olmak kaydı ile (A) NEX=4 ve (B) NEX=1seçildiğinde süre 4 kat artar iken SNR doğru orantılı olarak 2 kat artmaktadır.

eder. Böylece aynı vokselden yapılan birden fazla kayıt ile o vokselden sinyal yoğunluğu ve SNR artar. Ancak NEX artışı ile kaydedilen gürültü de artacağı için SNR $\sqrt{NEX^2}$ in karekökü kadar artar (Resim 4).

Çözünürlüğü etkileyen diğer bir parametre bant genişliğidir. Bant genişliğini azaltmak gürültüyü bant genişliğinin kare köküyle orantılı olarak azaltır, örneğin bant genişliğinin yarıya indirilmesi gürültüyü 1,4 kat azaltır. Bant genişliğini azaltmanın olumsuz yönü kimyasal kaymadaki artıştır ve bu da istenmeyen artefaktlara neden olur. Kimyasal kayma artefaktının sorun olmadığı durumlarda, seçilebilecek en düşük bant genişliği iyi bir seçenek olabilir. Ayrıca TE bant genişliğini ne kadar düşük ayarlayabileceğinizin sınırını belirler. Düşük bant genişliği TE'yi arttırmamıza neden olur, bu da süreyi uzatır.

Kontrast madde

Manyetik rezonans görüntülemede kullanılan kontrast madde dokuların T1 ve T2 süresi üzerine etkilidir. T2 üzerindeki ihmal edilebilir. Esas belirgin olan T1 üzerindeki kısalmadır. Kontrast tutan dokunun longitudinal manyetizasyonuna geçen proton sayısı artar. Bu durum T1 ağırlıklı görüntülemelerde sinyal artışına neden olur. İki doku arasında SNR artacağı için CNR de artmış olur [2, 3, 6].

UZAYSAL ÇÖZÜNÜRLÜK

Uzaysal çözünürlük iki dokunun sınırlarının birbirinden ayırt edilebilmesidir. MRG'de uzaysal çözünürlük görüntüleme voksellerinin büyüklüğüne göre tanımlanır. Vokseller üç boyutlu olarak dikdörtgen olduğunda, çözünürlük üç farklı yönde sıklıkla farklıdır. Voksel boyutu ve bu nedenle uzaysal çözünürlük matriks boyutuna, FOV ve kesit kalınlığına bağlıdır.

Görüntüleme alanı (FOV), faz ve frekans kodlama matriksinin kapsadığı alanın boyutudur. FOV'u matriks boyutuna bölmek voksel boyutunu verir; bu nedenle, her iki yönde FOV'un artırılması voksel boyutunu artırır ve uzaysal çözünürlüğü azaltır. FOV'u azaltmak çözünürlüğü arttırır.

Kesit kalınlığı aslında voksel yüksekliğidir. Bu, 2 boyutlu görüntülemede vokselin hemen hemen her zaman en büyük boyutudur. Bu nedenle, görüntü düzlemine dik olan uzaysal çözünürlük en zayıf olandır.

Hedef SNR'yi arttırmak ise ve voksel hacmini arttırmak için yapılacak FOV ve kesit kalınlığı artışı uzaysal rezolüsyonu düşürecektir. Ancak hedef uzaysal rezolüsyon ise ve tam tersi voksel hacmini azaltmak için yapılacak FOV ve kesit kalınlığını azaltmak, matriksi arttırmak SNR'yi düşürecektir. Bu nedenle görüntü optimizasyonu için parametreleri dengeli değiştirmek gerekmektedir [2-6].

Manyetik rezonans görüntülemede parametrelerin SNR, uzaysal çözünürlük ve inceleme sürelerine etkileri Tablo 1'de özetlenmiştir.

HIZLI GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

Manyetik rezonans görüntülenin gelişimi ve geleceği için yapılan araştırmalarının önemli bir kısmı görüntüleme hızını arttırma yönündedir. Bu yönde pek çok teknik ve yaklaşım bulunmaktadır. Hızlandırma teknikleri kullanılarak; görüntü kalitesinden ödün vermeden daha hızlı tarama yapılabilir. Radyoloji birimlerindeki verim arttırılarak birim zamanda daha fazla hastanın taranması ve böylece hastanın ve doktorun sonuçları daha erken alması sağlanır. Bu bölümden sonra hızlı görüntüleme yöntemlerinden paralel görüntüleme ve compressed sensing'den bahsedilecektir.

Paralel Görüntüleme

Paralel görüntüleme (PG), MRG'de çekim sürelerini azaltmak için çok kanallı RF sargılarda bulunan uzaysal bilgiden yararlanan bir teknikler ailesidir. PG, çekim süresini, uzaysal çözünürlüğü, zamansal çözünürlüğü, görüntü kalitesini ya da bu dört faktörün kombinasyonlarını iyileştirmek için klinik olarak kullanılır. Bu teknikler çok kanallı diziler ve dinamik görüntüleme protokolleri ile iyi bir şekilde benimsenmiştir ve sıklıkla vücuttaki uygulamalarda klinik olarak kullanılmaktadır. PG özel bir puls sekans değil bir rekonstrüksiyon algoritmasıdır.

Paralel görüntülemenin en belirgin klinik uygulaması bir sekansın çekim süresini kısaltmaktır. Bu özellikle nefes tutmayı gerektiren görüntülemeler için önemlidir. Ancak, çekim hızındaki bu kazanımlar başka amaçlar için de kullanılabilir; örneğin, çekim süresini azaltmak yerine, artırılmış hız aynı zamanda uzaysal çözünürlüğü iyileştirmek için kullanılabilir. PG hemen hemen her puls sekans ile birleştirilebilir. PG'nin diğer hızlı görüntüleme yöntemleriyle kombinasyonu da mümkündür ve bu teknikler gerçek zamanlı ve girişimsel MR görüntülemedeki uygulamalar için yararlıdır [7-9].

Tüm PG yöntemlerinin ortak özellikleri şunlardır [9];

 K-boşluğu verileri, tarama süresini azaltmak için faz kodlama yönünde örneklen-

Tablo T. Goruntuleme Parametrelen Sikk, Çozununuk ve inceleme Surelenin Nasii Etkilemektedir?							
Parametreler		SNR	Çözünürlük	Süre			
TR		*	-				
TE	*	+	-	-			
FOV		*	+	-			
Dikdörtgen FOV	+	-	-	+			
Kesit Kalınlığı			+	-			
NEX		*	-				
Alıcı Bant Genişliği	+	+	-	-			
Matriks		+					
Kesitler Arası Boşluk			+	-			

a la sé como lo sé a facilitada en la sectore a como la sinte da sectore da sectore da sectore da sectore da se

TR: tekrarlama süresi (repetition time); TE: eko toplama zamanı (echo time); FOV: görüntüleme alanı (field of view); NEX: eksitasyon sayısı (number of excitation); SNR: sinyal-gürültü oranı (signal-noise-ratio).

miştir. Hızlandırma faktörü (R), orijinal görüntü için gereken k boşluğu verisi miktarının hızlandırılmış bir çekimde toplanan miktara oranı olarak tanımlanır.

- · Veriler, tek bir RF sargı kullanmak yerine aynı anda görüntüleme yapan çok kanallı sargılar kullanılarak elde edilir. Her bir sargı elemanı, kendine en yakın spesifik doku hacmine daha duyarlıdır, objeye yakın olan sargılardan uzaktakilere göre daha yüksek sinyal elde edilir. Her sargının duyarlılık profili birbirinden farklıdır.
- Özel bir algoritma ile her bir sargı elemanından gelen veriler birleştirilir ve tek bir görüntü oluşturulur.

Paralel görüntülemenin avantajları inceleme süresini kısaltması ve faza bağlı duyarlılık artefaktlarını azaltmasıdır. Dezavantajları ise sinyal gürültü oranını (SNR) hızlandırma faktörünün karekökü ile ters orantılı olarak azaltması ve rekonstrüksiyon (katlanma) artefaktına yol açmasıdır.

Paralel görüntülemenin temeli, çekim süresinin, faz kodlama basamak sayısı ile orantılı olduğu kavramıdır (Süre=TR×Faz Kodlama Sayısı×NEX). Uzaysal çözünürlüğü sabit tutarken, hızlandırma faktörü (R) ile faz kodlama basamak sayısını azaltmak, çekim süresini R faktörü kadar azaltır. Böylece K-boşluğunun tamamı yerine bir kısmı doldurularak hızlı görüntüleme yapılır. Bu aynı zamanda FOV'u azaltır, bu da aliasing veya katlama artefaktı ile sonuçlanır. PG'de, çok kanallı sargı elemanlarının elde ettiği uzaysal bilgiler katlanma artefaktını kaldırmak veya önlemek için farklı algoritmalar kullanılır.

Paralel görüntülemenin iki klasik formülasyonu sırasıyla k-boşluğu ve görüntü uzayında çalışan GRAPPA ve SENSE teknikleridir.

Görüntü Tabanlı Paralel Görüntüleme (SENSE/ASSET)

Klinikte uygulanan en yaygın paralel MR yapılandırma algoritması SENSE ("Sensitivity Encoding": Hassasiyet Kodlama) çok kanallı sargı elemanlarının duyarlılık profillerine göre gerçekleştirilen bir paralel görüntü rekonstrüksiyon tekniğidir. Bu yöntem Siemens'te mSENSE, GE'de ASSET, Philips'te SENSE olarak adlandırılır.

Sensitivity Encoding'de, faz kodlama basamak sayısı azaltılarak eksik bir k-boşluğu elde edilir. Görüntülerde SENSE rekonstrüksiyonu, Fourier transformasyonu sonrası gerçekleştirilir. Konvansiyonel bir çekimde, her ikinci faz kodlama adımını atlarsak, tarama süresini yarıya indiririz, ancak katlanmış bir görüntü elde ederiz. Görüntünün bir kısmında, katlanmış sinyal, katlanmamış sinyal üzerine bindirilir, ancak, katlanmış sinyal katkısının elde edilen görüntüdeki konumu, FOV bilgisinden tamamen tahmin edilebilir. Bilinmeyen, katlanmış komponentin intensitesidir. SENSE'in püf noktası, her bir noktadaki katlanmış sinyal bileşenini hesaplamak ve rekonstrüksiyon adımlarını gerçekleştirmek için sargı elemanlarının duyarlılık haritalarını kullanmasıdır, bu bilgiler genellikle MRG başlangıcında bir ön tarama yapılarak toplanır.

Sensitivity Encoding'in bir başka özelliği, hızlandırma faktörünün 1 ile sargı elemanlarının sayısı arasında herhangi bir değer olabilmesidir, hızlandırma faktörü sargı elemanı sayısından daha büyük olamaz. Bu, bir dizideki daha fazla sayıda sargı elemanının daha yüksek hızlanma faktörleri için potansiyel sunduğu anlamına gelir. Bir SENSE algoritması kullanılacağı zaman, operatör rekonstrükte FOV'u belirler. Bu FOV, sinyal üreten materyalin tamamını kapsamalıdır, aksi takdirde ciddi artefaktlar meydana gelir.

Paralel görüntüleme genellikle sinyal gürültü oranında (SNR) azalmaya neden olur. SENSE için SNR düşüşü şu şekilde gösterilebilir.

 $SNR_{pl} = SNR / (g \times \sqrt{R})$

Bu formülde R; hızlandırma faktörü, g ise sargı geometri faktörüdür. Bu iki terim farklı kaynaklardan gelir. \sqrt{R} , SNR'yi azaltan R-kat daha az veri noktasının elde edilmesinden kaynaklanmaktadır (Resim 5). Her zaman bir veya daha büyük olan geometri faktörü ise alıcı sargı dizisinin özelliklerinden ve geometrisinden kaynaklanır. İki alıcı sargıdan gelen sargı duyarlılıkları yüksek derecede korele ise, katlanmış piksellerin ayrılması genellikle daha zor olacaktır, bu da SENSE rekonstrüksiyonunun SNR'sini azaltır. Bu g-faktörü ile ilişkili SNR kaybı pikselden piksele farklıdır ve genellikle birçok pikselin üst üste geldiği ve sargı duyarlılıklarının en benzer olduğu yeniden yapılandırılmış görüntünün merkezinde en büyük görünür.

Sensitivity Encoding rekonstrüksiyonunun tek dezavantajı, doğru bir sargı duyarlılık haritasına duyulan ihtiyaçtır. Sargı elemanı duyarlılık haritasındaki hatalar, rekonstrükte tam FOV görüntüsünde rezidü katlanma şeklinde artefaktlara neden olacaktır. Duyarlılık haritalarının yanlış oluşmasına neden olabilecek birçok faktör vardır. Sargı pozisyonu ve yerleşimi, SENSE'in başarılı bir şekilde uygulanmasında kritik bir faktördür. Sargı elemanı duyarlılık profilleri, sargıların görüntülenen anatomik yapıya göre yerleştirilmesine bağlıdır. Hasta inceleme sırasında hareket ederse, sargı duyarlılıkları değişebilir ve ortaya çıkan görüntüler artefaktlar içerebilir. Bu artefaktlar, duyarlılık haritasını hesaplamak için gereken bilgileri yeniden elde ederek ve rekonstrüksiyonda bu yeni haritaları kullanarak hafifletilebilir. Ek olarak, örneğin akciğerler veya sinüsler gibi düşük sinyal seviyelerine sahip bölgelerde, bu bölgelerdeki yüksek gürültü nedeniyle duyarlılık haritasını belirlemek zor olabilir. Sargı duyarlılık profilinin pürüzsüz olduğu varsayılarak, sargı elemanı duyarlılık haritalarındaki küçük süreksizlik alanları yaklaşık yöntemler kullanılarak tahmin edilebilir [2, 7-13].

K-Boşluğu Tabanlı Paralel Görüntüleme (GRAPPA/ARC)

Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA) tekniği çekim sırasında az sayıda ilave k-boşluğu çizgisinin elde edildiği ve ayrı bir sargı duyarlılık kalibrasyonu edinimi ihtiyacını ortadan kaldıran, k-boşluğu tabanlı bir PG çeşididir. Bu yöntem Siemens'te GRAPPA, GE'de ARC olarak adlandırılır.

Bu tekniğinin ilk aşaması veri toplamadır. Birden çok faz kodlama basamağı atlandığından, birçok k-çizgisi eksik olacaktır. Bununla birlikte, k boşluğunun ortasından geçen çizgiler tamamen örneklenir ve otomatik kalibrasyon sinyali (ACS) bölgesini oluşturur. Bu ekstra ACS hatları çekim sırasında otomatik olarak elde edilmiştir. İkinci aşama eksik bilgilerin tahmini aşamasıdır. ACS'den elde edilen veriler, her bir sargı elemanı için ağırlıklandırma faktörlerini hesaplamak için kullanılır. Eksik k-boşluğu alanları, her bir küçük bölge için mevcut verilerle birleştirilen bu ağırlıklandırma faktörleri kullanılarak iteratif rekonstrüksiyon ile tahmin edilir.





Č Üçüncü aşama sargı elemanlarının her birinin görüntülerinin oluşturulma aşamasıdır. K-boşluğunun eksik bilgileri tamamlandığında, her bir sargı elemanından ayrı görüntüler oluşturmak için Fourier dönüşümü gerçekleştirilir. SENSE içindeki sargı görüntülerinden farklı olarak, bu GRAPPA görüntüleri katlanma artefaktı içermez. Dördüncü aşama birleştirme aşamasıdır. Sargı elemanlarının görüntüleri birleştirilerek tek bir görüntü elde edilir.

Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions ile elde edilmiş bir görüntünün SNR'si hızlanma faktörüne ve GRAP-PA g-faktörü olarak sayısallaştırılan, uzaysal olarak değişen gürültü özelliklerine bağlıdır. SENSE g-faktörü gibi, GRAPPA g-faktörü de Resim 5. A-C. Paralel görüntüleme yöntemi kullanılarak alınan FLAIR görüntülerde hızlandırma faktörü (A) 2, (B) 4 ve (C) 8 süreyi kısaltırken gürültüyü arttırıp SNR'yi düşürdüğü görülmektedir.

rekonstrükte görüntüdeki piksel piksel SNR kayıplarını açıklar. GRAPPA g faktörü, sargı elemanı duyarlılık profillerinin açık bilgisinden türetilen SENSE g-faktörünün aksine GRAPPA ağırlıkları kullanılarak hesaplanır. GRAPPA g faktörü ve SENSE g faktörü aynı olmasa da g-faktörü her iki PG yönteminde benzer şekilde kullanılan sargı elemanı duyarlılıklarından kaynaklandığından oldukça benzer olma eğilimindedirler [2, 7-13].

GRAPPA ve SENSE Yöntemlerinin Kullanımı

Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions ve SENSE yöntemleri arasın-



Şekil 1. Görüntü (üstte) ve ilişkili k boşluğu (altta); görüntü alanındaki katlanma, k boşluğundaki eksik alanlara karşılık gelmektedir. SENSE metodu görüntü üzerinde etki yaparak katlanmayı ortadan kaldırılır, GRAPPA metodu ise k-boşluğu üzerinde etki yaparak eksik alanları tamamlar.

daki temel fark GRAPPA yönteminin ham k boşluğu verilerine, SENSE yönteminin katlanmış görüntü üzerine uygulanmasıdır (Şekil 1). GRAPPA'da veri toplama aşamasında sürekli oto-kalibrasyon yapılır; bu zaman kaybına neden olur. Hızın en önemli komponent olduğu durumlarda SENSE en iyi seçim olabilir. SEN-SE'in ikinci bir avantajı, genel olarak yüksek hızlanma faktörleriyle biraz daha iyi görüntü kalitesi sağlamasıdır. Sabit dokuların (parotis, prostat vb.) dinamik incelemesinde, daha hızlı görüntüleme ve yüksek SNR nedeniyle SEN-SE'in kullanımı daha uygun olabilir.

Öte yandan, doğru sargı duyarlılık haritalarının elde edilmesinin zor olduğu bölgelerde (örn. akciğerler), GRAPPA algoritması daha iyi bir rekonstrüksiyon sağlayabilir. SENSE'de kalibrasyon ve veri toplama ayrı 2 sekansmış gibi peş peşe yapılır. Nefesini tutamayan hastalarda kalibrasyon sırasında elde edilen bilgiler ile veri toplama sırasında edinilen bilgiler arasında tutarsızlıklar oluşabilir ve bu da rekonstrüksiyon artefaktlarına neden olur. Bu durumda otomatik kalibrasyon (GRAPPA) tekniği tercih edilebilir. Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions'ın ikinci bir avantajı da FOV ile ilgilidir. SENSE benzeri görüntü tabanlı tekniklerde, tam FOV nesneden daha küçükse, rekonstrükte görüntüde artefaktlar oluşabilir. Çözüm, rekonstrükte görüntüde hiçbir örtüşme olmamasını sağlamaktır. Öte yandan, GRAPPA'da katlanma artefaktı daha az görüldüğünden uzaysal çözünürlüğün önemli olduğu durumlarda daha küçük FOV ile çalışılabilir [2, 7-13].

Sensitivity Encoding ve GRAPPA yöntemleri dışında son dönemde geliştirilen CAIPIRINHA algoritması ile saniyeler içerisinde dinamik abdominal görüntülemeler yapılabilmektedir. Bu yöntem yüksek hızlandırma faktörüne rağmen oldukça iyi kalitede görüntüler sunmaktadır [2, 9, 11].

Multiband/Simultaneous Multislice Imaging

Simultaneous Multislice Imaging (SMS) teknikleri, kesit kodlama yönünde sargı duyarlılık farklılıklarını kullanır ve PG prensiplerine dayanır. Diğer görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak faz kodlama basamaklarını hızlandırmakla ilgili değildir. SMS yöntemi çok bantlı RF darbeleri kullanarak aynı anda birkaç kesiti uyarır. Çok kısa bir zaman aralığında birden çok kesitte görüntüleme yapılır. Hızlanma faktörüne benzer şekilde, aynı anda elde edilen kesit sayısına multi-band faktörü (MB) denir. Cok bantlı darbeler, her biri farklı bir frekans bandında ortalanmış olan toplam RF dalga formlarından oluşur. Simultaneous Multislice Imaging tekniklerinin çeşitli avantajları vardır. En belirgin faydası, difüzyon tensör görüntüleme veya hacimsel T2 ağırlıklı taramalar gibi uzun süreli çekimlerde toplam tarama süresinde kısalma sağlamasıdır. Geleneksel PG'de kaçınılmaz bir SNR kaybı olmasına rağmen, SMS taramalarında SNR, kesit sayısının kare kökü ile orantılı olarak artar. Ek olarak, EPI ve turbo spin eko (TSE) gibi sekanslarla birlikte kullanılabilir. Geometrik bozulmayı ve T2 veya T2* bozulmasından kaynaklanan bulanıklığı azaltır. Bir TR'de birkaç kesitten veri alarak toplam tarama süresini azaltır; bununla birlikte, sekans parametreleri, bulanıklaşma veya distorsiyon olmadan aynı kalır. SMS, fonksiyonel MR görüntülemede de kullanılır. Günlük pratikte CAIPIRINHA ile birlikte kullanılır [8].

Compressed Sensing

Compressed Sensing (CS), k-boşluğunun yetersiz örneklenmesi yoluyla daha az veri elde ederek MRG alımını hızlandıran oldukça yeni bir yöntemdir. Bu yöntemde de PG'ye benzer şekilde eksik veri toplanır ancak burada veri PG'den farklı olarak sıralı bir şekilde değil de rastgele bir şekilde toplanır. PG'de eksik veri toplanması sonucu katlanma şeklinde aliasing olurken bu yöntemde gürültü şeklinde aliasing olur. PG'deki gibi tamamlayıcı veri toplanmaz, bunun yerine iterativ rekonstrüksiyon ile eksik veri tamamlanır ve gürültü azaltılır. Böylece kısa bir zaman diliminde iyi bir görüntü elde edilir. Hızlanma anlamında gelecek vaat eden bir uygulamadır [14, 15].

SONUÇ

MRG kullanımı büyük olasılıkla yakın vadede katlanarak artmaya devam edecektir; bu nedenle, modalitenin fiziksel temellerinin anlaşılması son derece önemlidir. Kaliteli ve hızlı bir görüntü elde etmek için görüntüleme parametrelerinin optimizasyonu sağlanmalı ve paralel görüntüleme tekniklerinden faydalanılmalıdır. Parametrelerde yapılacak değişikliklerin kaliteyi belirleyen faktörleri ve çekim süresini etkilemektedir. Görüntülerin optimizasyonu için kritik öneme sahip üçlü saç ayağının köşelerini oluşturan kontrast çözünürlüğü (SNR ve CNR), uzaysal çözünürlük ve inceleme süresi arasındaki denge gözetilmelidir.

Kaynaklar

- Moore MM, Chung T. Review of key concepts in magnetic resonance physics. Pediatr Radiol. 2017; 47: 497-506. [Crossref]
- [2]. Gelal F. Radyoloji fiziği. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri; 2020.p. 223-30.
- [3]. McRobbie D, Moore E, Graves M, Prince M. MRI from picture to proton, 2nd edition. Cambridge: Cambridge University Press; 2006. [Crossref]
- [4]. Brown MA, Semelka RC. MR imaging abbreviations, definitions, and descriptions: A review. Radiology 1999; 213: 647-62. [Crossref]
- [5]. Brown MA, Semelka RC. MRI basic principles and applications. 2nd edition. New York: Wiley-Liss; 1999.p.91-101.
- [6]. Bitar R, Leung G, Perng R, Tadros S, Moody AR, Sarrazin J, et al. MR pulse sequences: What every radiologist wants to know but is afraid to ask. Radiographics 2006; 26: 513-37. [Crossref]
- [7]. Glockner JF, Hu HH, Stanley DW, Angelos L, King K. Parallel MR imaging: A user's guide. Radiographics 2005; 25: 1279-97. [Crossref]
- [8]. Hamilton J, Franson D, Seiberlich N. Recent advances in parallel imaging for MRI. Prog Nucl Magn Reson Spectrosc 2017; 101: 71-95. [Crossref]
- [9]. Deshmane A, Gulani V, Griswold MA, Seiberlich N. Parallel MR imaging. J Magn Reson Imaging 2012; 36: 55-72. [Crossref]
- [10]. Runge VM, Richter JK, Heverhagen JT. Speed in clinical magnetic resonance. Invest Radiol 2017; 52: 1-17. [Crossref]
- [11]. Dietrich O. MRI from k-Space to parallel imaging. In: Schoenberg SO, Dietrich O, Reiser MF, editors. Parallel Imaging in Clinical MR Applications. Medical Radiology (Diagnostic Imaging). Berlin, Heidelberg: Springer; 2007.
- [12]. Blaimer M, Breuer F, Mueller M, Heidemann RM, Griswold MA, Jakob PM. SMASH, SENSE, PILS,

GRAPPA: How to choose the optimal method. Top Magn Reson Imaging 2004; 15: 223-36. [Crossref]

- [13]. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. The parallel universe: Parallel imaging and novel acquisition techniques. 2nd ed. Cambridge, UK; 2006.p.346-71. [Crossref]
- [14]. Jaspan ON, Fleysher R, Lipton ML. Compressed sensing MRI: A review of the clinical literature. Br J Radiol 2015; 88: 20150487. [Crossref]
- [15]. Geethanath S, Reddy R, Konar AS, Imam S, Sundaresan R, Babu D R R, et al. Compressed sensing MRI: A review. Crit Rev Biomed Eng 2013; 41: 183-204. [Crossref]

Görüntü Optimizasyonu ve Hızlı Görüntüleme Teknikleri

Murat Uçar, Mahinur Cerit

Sayfa 200

Optimum görüntü kalitesine ulaşmak için aşağıda belirtilen üçlü saç ayağının köşelerini oluşturan 3 faktör arasındaki denge önemlidir;

(a) Tarama süresi: TR x Faz kodlama basamak sayısı (NPE) x Eksitasyon sayısı-number of excitation (NEX)

(b) Uzaysal çözünürlük

(c) Kontrast çözünürlüğü: Sinyal-gürültü (noise) oranı (SNR) ve kontrast-gürültü oranı (CNR) ile belirlenir.

Sayfa 201

Kontrast çözünürlüğü görüntüdeki yoğunluk farklarını ayırt etme yeteneğidir. MRG'de, kontrastın belirlenmesi kalibrasyon ve optimizasyon için çok önemlidir. Su için Hounsfield birim değerinin sıfır olarak ayarlandığı x-ışını ve bilgisayarlı tomografi gibi diğer görüntüleme yöntemlerinin aksine, MRG için standart referans sinyali yoktur. Bu nedenle CNR genellikle kontrast için bir indeks olarak kullanılır, çünkü bu metrik referans sinyali gerektirmez.

Sayfa 202

Sinyal gürültü oranı (SNR) bir objenin saptanabilirliğini temsil ederken CNR iki doku arasındaki SNR farkını ifade eder. Yani CNR bir objenin çevre dokudan ayırabilirliğidir ve görüntü kalitesinin en önemli göstergesidir.

Sayfa 205

Voksel boyutu ve bu nedenle uzaysal çözünürlük matriks boyutuna, FOV ve kesit kalınlığına bağlıdır.

Sayfa 207

SENSE'in püf noktası, her bir noktadaki katlanmış sinyal bileşenini hesaplamak ve rekonstrüksiyon adımlarını gerçekleştirmek için sargı elemanlarının duyarlılık haritalarını kullanmasıdır, bu bilgiler genellikle MRG başlangıcında bir ön tarama yapılarak toplanır.

Sayfa 207

ACS'den elde edilen veriler, her bir sargı elemanı için ağırlıklandırma faktörlerini hesaplamak için kullanılır. Eksik k-boşluğu alanları, her bir küçük bölge için mevcut verilerle birleştirilen bu ağırlıklandırma faktörleri kullanılarak iteratif rekonstrüksiyon ile tahmin edilir.

Görüntü Optimizasyonu ve Hızlı Görüntüleme Teknikleri

Murat Uçar, Mahinur Cerit

- 1. Manyetik rezonans görüntülemede doku ve organların içi özellikleri dışında kontrast çözünürlüğü etkileyen faktör hangisidir?
 - a. TE
 - b. Manyetik alan gücü
 - c. Sekans tipi
 - d. RF sarg1s1
 - e. Hepsi
- 2. Manyetik rezonans görüntülemede gürültü neden kaynaklanmaz?
 - a. Elektrik akımındaki random fluktuasyon
 - b. Hasta vücudundaki termal harekete bağlı RF salınımı
 - c. Gradient sargılardan kaynaklanan ses
 - d. İnsan vücudunda, sodyum, potasyum ve klorür gibi elektrik akımı taşıyan elektrik yüklü atomik parçacıklar
 - e. RF sargılarından kaynaklanan elektromanyetik dalgalar
- 3. Manyetik rezonans görüntülemede süre hangi parametrelerden etkilenir?
 - I. NEX
 - II. Kesit kalınlığı
 - III. TR
 - IV. FOV
 - a. I ve II
 - b. I ve III
 - c. I, II ve III
 - d. I, III ve IV
 - e. Hepsi
- 4. Aşağıdakilerden hangisi paralel görüntüleme yöntemlerinin özelliklerinden biri değildir?
 - a. Sinyal gürültü oranı artar.
 - b. Faz kodlama basamakları hızlı tamamlanır.
 - c. Artefaktlara duyarlıdır.
 - d. K-boşluğu verileri faz kodlama yönünde örneklenmiştir.
 - e. Çok kanallı sargılar kullanılır.
- 5. SENSE ve GRAPPA yöntemleri ile ilgili aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. SENSE'de eksik bilginin tamamlanması için sargı elemanı duyarlılık haritaları kullanılır.
 - b. GRAPPA'da eksik bilginin tamamlanması için otomatik kalibrasyon sistemi kullanılarak elde edilen ağırlıklandırma faktörleri kullanılır.
 - c. SENSE'de Fourier transformasyon sonrası görüntü üzerinde rekonstrüksiyon yapılırken, GRAPPA'da Fourier transformasyon öncesi k boşluğu üzerinde rekonstrüksiyon yapılır.
 - d. SENSE yöntemi nefes tutamayan hastalarda ilk kullanılması gereken yöntemdir.
 - e. Akciğer, paranazal sinüs gibi sargı elemanı duyarlılık haritalarının düzgün oluşturulamadığı bölgelerin görüntülenmesinde GRAPPA yöntemi kullanılmalıdır.



Trd Sem 2020; 8: 214-229

MRG'de Akım Etkileri, Akıma Dayalı Görüntüleme ve MR Anjiyografi

Hasan Yiğit 厄

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- MRG'de temel akım fenomenleri
- Geleneksel ve daha yeni kontrastsız MR anjiyografi yöntemleri
- Kontrastlı MR anjiyografi yöntemleri
- Farklı MR anjiyografi yöntemlerinin kontrast mekanizmaları, güçlü ve zayıf yönleri, klinik uygulama alanları

Yiğit H. MRG'de Akım Etkileri, Akıma Dayalı Görüntüleme ve MR Anjiyografi. Trd Sem 2020; 8: 214-229.

GİRİŞ

Manyetik Rezonans Görüntüleme'de (MRG) akan kan ya da beyin omurilik sıvısında olduğu üzere hareketli olan protonlar, durağan protonlara göre farklı kontrast özellikleri gösterirler. Akımın özelliği ve kullanılan görüntüleme sekansının teknik parametreleri oluşan sinyali etkiler. Sinyali etkileyen akım özellikleri akımın hızı, akım tipi (tıkaç, laminar, türbülan, girdap akım) ve akım yönüdür. Sekansın türü (spin eko, gradient eko, inversion recovery), damarın yer aldığı kesitin diğer kesitlere göre pozisyonu, kontrast (TR, TE), multi-eko sekanslarda cift ya da tek numaralı eko, kesit kalınlığı, flip açısı, gradient gücü ve rise time akımı etkileyen teknik parametrelerdendir. Ayrıca akım kompensasyonu, uzaysal pre-satürasyon ve kardiyak tetikleme gibi ek görüntüleme opsiyonları da oluşan sinyali etkiler [1]. Bu faktörlere bağlı olarak hareketli protonların MRG'de

iki önemli sonucu olur. Bunlardan ilki akıma bağlı sinyal oluşumu ya da akıma bağlı sinyal kaybıdır ve günlük pratikte bu özelliklerden MR anjiyografi ya da siyah kan görüntüleme olarak yararlanılır. Hareketli protonlar ayrıca görüntülerde akıma bağlı artefaktlara neden olur ve bunu gidermeye yönelik akım kompensasyon ya da pre-satürasyon gibi artefakt giderici teknikler kullanılır [2].

Bu yazıda MRG'deki iki temel akım fenomeni ve ilgili anjiyografik yöntemlerin yanı sıra daha yeni kontrastsız MR anjiyografi teknikleri ve kontrastlı MR anjiyografi tekniklerine ait temel fizik prensipler, kontrast mekanizmaları, güçlü ve zayıf yönleri ile klinik uygulama alanları özetlenmektedir.

MRG'de time-of-flight (TOF) ve faz etkileri olmak üzere iki temel akım fenomeni tanımlanmıştır. Bu iki fenomenle ilgili iki temel kontrastsız MR anjiyografi tekniği TOF MR anjiyografi ve faz kontrast MR anjiyografidir [3].

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

🖂 Hasan Yiğit • hasan.yigit@sbu.edu.tr
TIME-OF-FLIGHT (TOF) FENOMENİ

Time-of-flight (TOF) hareketli spinlerin yer değiştirmesi esasına dayanır ve adından da anlaşılacağı üzere hareketli spinlerin kesit içerisinde kaldığı süre ile ilgili bir fenomendir. TOF etkisi yüksek akım hızına bağlı sinyal kaybı (yıkanma/outflow etkisi) ya da akıma bağlı parlaklaşma (giriş kesiti fenomeni/inflow etkisi) olmak üzere iki farklı şekilde görülür [1].

Şekil 1'de yıkanma (outflow) etkisinin mekanizması bir spin eko sekansında gösterilmiştir (Video 1. See corresponding video/movie images at https://doi.org/10.5152/trs.2020.869). Spin eko sekansında bir spinin kesitte sinyal oluşturabilmesi için hem 90° radyofrekans (RF) eksitasyon hem de 180° RF refazing pulsunu alması gerekmektedir. Durağan ya da yeterince yavas hareket eden spinler her iki pulsu da alarak sinyal oluştururken yeterince hızlı olduklarından bu RF pulslarından yalnızca birine maruz kalan spinler sinyal oluşturamaz ve bu şekilde yıkanma (outflow) etkisi olarak adlandırılan sinyal kaybı oluşur [4]. Akım ne kadar hızlı olursa spinlerin her iki RF pulsuna maruz kalma riski o kadar düşecektir. Sonuçta akım hızı arttıkça TOF etkisi artacaktır [3].

Temel MR fiziğinden hatırlanacağı üzere 180° RF refazing pulsu TE süresinin yarısında uygulanır. TE süresinin artmış olması 180° RF refazing pulsunun daha geç gelmesi anlamına geldiğinden daha yavaş hareket eden spinler bile bu sürede kesit dışına çıkabilirler ve tek RF pulsuna maruz kaldıklarından sinyal oluşturamazlar. Dolayısıyla TE süresi arttıkça TOF etkisi artar. T2 ağırlıklı spin eko görüntülerde TE süresi uzundur ve bu durum bu sekanslarda akıma bağlı sinyal kaybının (flow void) daha belirgin olmasına katkı sağlar. Flow void oluşumuna TOF etkisi dışında daha sonra anlatılacak olan faz etkileri de katkı sağlamaktadır.

Kesit kalınlığı azaltıldığında yavaş hareket eden spinler bile kesit dışına çıkıp ikinci RF pulsuna maruz kalmaktan kurtulabilir. Dolayısıyla kesit kalınlığı azaldıkça TOF etkisi artar.

TOF'a bağlı yıkanma (outflow) etkisi yönünden spin eko ile gradient eko sekanslar farklılık gösterir [1]. Spin eko sekansında hem 90° RF



Sekil 1. TOF yıkanma (outflow) etkisi. Yalnızca hem 90° hem de 180° RF pulsunu alan spinler sinyal oluşturabilir. Yeterince hızlı olan ya da ilk RF pulsu uygulandıktan sonra kesite giren spinler bu RF pulslarından yalnızca birine maruz kalacaklarından sinyal oluşturamazlar.

eksitasyon hem de 180° RF refazing pulsları kesite özgüdür. Gradient eko sekansında ise kesite özgü RF eksitasyon pulsundan sonra kesite özgü olmayan gradient refazing uygulanır. Bu nedenle RF eksitasyon pulsunu alan hareketli spinler kesit dışına çıksalar dahi gradient ile refaze olacaklarından sinyal üretebilirler. Ayrıca gradient eko sekanslarda çok daha kısa TE süresi daha sonra anlatılacak olan faz etkilerine bağlı sinyal kaybını da azaltır. Bu nedenle gradient eko sekanslarda yüksek akım hızlı vasküler yapılar spin eko sekanslardan farklı olarak sinyalini koruyabilir.

Bir diğer TOF etkisi olan akıma bağlı parlaklaşma (inflow) etkisi giriş kesiti fenomeni olarak da adlandırılır (Video 2. See corresponding video/movie images at https://doi.org/10.5152/ trs.2020.869). Şekil 2'de görüldüğü üzere kısa TR süreleriyle tekrarlanan RF eksitasyon pulsları durağan dokularda longitudinal manyetizasyonun geri kazanımını engelleyerek sinyal oluşumunu baskılar. Akan kan ile birlikte kesite/ inceleme hacmine yeni giren spinler bu satürasyondan etkilenmezler ve kesite girdikleri noktada sinyal oluştururlar [4]. TOF'un bu etkisi TOF MR anjiyografinin de temelini oluşturur.

EĞİTİCİ NOKTA



Akıma bağlı parlaklaşma - giriş kesiti fenomeni inflow etkisi

Şekil 2. TOF akıma bağlı parlaklaşma (inflow) etkisi. Tekrarlayan RF pulsları ile sinyali baskılanmış kesite/inceleme hacmine yeni giren hareketli spinler sinyal oluştururlar. Kesit içerisinde kalmaya devam ederlerse durağan dokular gibi satüre olurlar.

Akıma bağlı parlaklaşma gösteren hareketli spinler kesit içerisinde daha uzun süre kalmaya devam ederlerse kaçınılmaz olarak durağan dokular gibi satüre olmaya ve sinyal üretememeye başlarlar. Dolayısıyla akıma bağlı parlaklaşma da akıma bağlı sinyal kaybında olduğu üzere kesit içerisinde kalma süresini etkileyen faktörlere göre değişir; TOF'un bu etkisi de akım hızı arttıkça ya da kesit kalınlığı azaldıkça artar [3].

Kesite giren protonların sinyal oluşturması her zaman istediğimiz bir şey değildir. Bu akım görüntülerde artefakta neden olabileceği gibi TOF MR anjiyografide de belli bir yöndeki akımı baskılamak gerekebilmektedir. Böyle durumlarda uzaysal pre-satürasyon yöntemiyle TOF etkisi engellenebilir. Sekil 3'te spin eko sekansta bir pre-satürasyon örneği görülmektedir (Video 3. See corresponding video/movie images at https://doi. org/10.5152/trs.2020.869). Kanın akış yönüne göre inceleme bölgesine ait field of view'in (FOV) hemen öncesinde 90° RF eksitasyon pulsu uygulanır. Bu pre-satürasyon hacmi içerisinde hem hareketli hem durağan spinlerde transvers manyetizasyon oluşur. Akan kan ile



Şekil 3. Spin eko sekansta uzaysal pre-satürasyon. İnceleme bölgesine girmeden önce 90° RF pulsuna maruz kalan hareketli spinler kesite girip 90° RF eksitasyon pulsuna tekrar maruz kaldıklarında 180° tam satüre olurlar ve sinyal üretemezler.

birlikte incelemenin yapıldığı kesite giren hareketli protonlar 90° RF eksitasyon pulsuna tekrar maruz kaldıklarında 180° tam satüre olurlar ve transvers manyetizasyon komponentleri olmadığından sinyal üretemezler. Sekans yapısına göre pre-satürasyon RF pulsu sonrasında oluşan transvers manyetizasyonun spoiler gradient ile hızla defaze edilmesi ve bu şekilde bu hareketli spinlerin kesite girdiklerinde sinyal oluşturmalarının engellenmesi de mümkündür. Uzaysal pre-satürasyonda hem arter hem ven akımı gibi her iki yöndeki akım da engellenmek istenirse FOV'un hem öncesinde hem de sonrasında pre-satürasyon uygulanmalıdır. Spinal MRG'de aortaya ait pulsasyon ya da yutkunma kaynaklı artefaktları engellemek için FOV içerisindeki bir bölgeye de satürasyon uygulanabilir. Ayrıca Omuz MRG gibi incelemelerde katlamayı engellemeye yönelik FOV kenarlarına da istenilen sayıda satürasyon bandı uygulanabilir [4]. Pre-satürasyon için gerekli ek RF pulsları nedeniyle TR süresi ve dolayısıyla inceleme süresi uzar. Ayrıca kullanılabilecek kesit sayısı kısıtlanır ve SAR (specific absorption rate) maruziyeti artar [5].



Sekil 4. Bipolar gradientin durağan ve hareketli spinlerde neden olduğu faz değişiklikleri. Hareketli spinlerin yeri değiştiğinden oluşan faz değişikliği gradientin ters yönlü lobu ile dengelenemez ve hareketli spinler farklı bir fazda dönmeye başlar.



Sekil 5. İntravoksel spin defazing. Voksel içerisinde farklı hızda spinlerin olması farklı faz şiftlerine neden olur; faz uyumu bozulduğundan sinyal kaybı oluşur.

Faz Etkileri

Protonların hareketi sırasında TOF etkisi ile eş zamanlı oluşan, TOF sinyalini de etkileyebilen bir diğer akım fenomeni faz etkileridir. Faz, transvers manyetizasyon vektörünün anlık pozisyonunu (yönünü) ifade eder. MRG'de standart olarak basta kesit belirleme ve frekans kodlama gradientleri olmak üzere gradient adı verilen manyetik alan değişiklikleri uygulanmaktadır. Şekil 4'te bipolar bir gradientin hareketli ve durağan spinlerde oluşturduğu faz değişiklikleri gösterilmektedir (Video 4. See corresponding video/movie images at https:// doi.org/10.5152/trs.2020.869). Uygulanan gradientin şiddeti ve süresiyle orantılı olarak hem durağan hem de hareketli dokularda faz kayması gerçekleşir; farklı bir fazda presesyon göstermeye başlarlar. Durağan dokularda oluşan faz değişikliği, aynı boyutta ters yönlü bir gradient uygulanarak dengelenebilir ve sonuçta net faz şifti sıfır olur. Hareketli spinlerin yeri değiştiğinden bipolar gradientin ters yönlü aynı boyuttaki lobu, ilk gradientin oluşturduğu faz farklılığını dengeleyemez. Hareketli spinlerin hızlarıyla orantılı bir faz şifti oluşur [3].

Bu akım fenomeni her ne kadar faz kontrast MR anjiyografinin temelini oluştursa da standart MR görüntülemede artefaktlara vol açan istenmeyen bir durumdur. Faz açısı sinyalin faz kodlama yönündeki uzaysal konumunu belirlediğinden faz kayması nedeniyle hareketli spinler gerçek pozisyonlarına ilişkin doğru faz açısına sahip olamaz. Bu durum faz kodlama yönünde hayalet artefaktına neden olur. Ayrıca türbülan akımda olduğu üzere bir voksel içerisinde çok farklı hızlarda spinler varsa farklı faz şiftleri oluşacak, spinlerin faz uyumunun bozulması sinyal kaybı ile sonuçlanacaktır (Sekil 5). Laminar akımda da lümenin santral bölümündeki akımın duvara yakın bölümlere göre daha yüksek hızlı olması intravoksel defazing nedenidir. Akıma bağlı istenmeyen bu faz etkilerini gidermek için akım kompensasyon teknikleri kullanılır [3]. Gradient moment nulling yönteminde iki yönlü ek gradient lobları eklenerek hem durağan hem de sabit hızla hareket eden spinlerin net faz şifti sıfırlanmış olur (Şekil 6, Video 5. See corresponding video/movie images at https://doi.org/10.5152/ trs.2020.869). Bu yöntemle yalnızca yönü ve hızı sabit olan akıma bağlı faz etkileri giderilebilir. Akselerasyon gösteren, türbülan ya da girdap akım gibi düzensiz akıma bağlı faz et-



Şekil 6. Akım kompensasyonu. İki yönlü ek gradient lobları eklenerek hem durağan hem de sabit hızla hareket eden spinlerin net faz şifti sıfırlanır.

kilerini kompanse edemez [4]. Genellikle 3 ya da 4 loblu kompleks gradient yapısı minimum TE süresini uzatır. Elde edilebilecek kesit sayısı da kısıtlanır. TE süresini kısaltmak intravoksel dispersiyonu azaltmada önemli olduğundan bunun için parsiyel/fraksiyonel eko veri eldesi yöntemleri kullanılabilir [5]. Bu yöntem farklı üreticiler tarafından GMR (Gradient-Moment Rephasing), Flow Comp, FLAG (FLow Adjusted Gradients), GR (Gradient Rephasing) ve FC (Flow Compensation) gibi farklı ticari adlarla sunulmaktadır.

TOF MR Anjiyografi

TOF MR anjiyografi akıma bağlı parlaklaşma (inflow) etkisine dayanan kontrastsız MR anjiyografi yöntemidir. Kullanılan sekans T1 ağırlıklı hızlı Spoiled gradient eko sekansıdır [6]. Kısa TR süreleri ile tekrarlayan RF pulsları durağan dokularda longitudinal manyetizasyonun geri kazanımını engelleyerek sinyali baskılar. Akan kan ile birlikte kesite giren yeni protonlar bu satürasyondan etkilenmediklerinden vasküler yapılar baskılanmış arka plan içerisinde parlak sinyalli olarak izlenir. TOF MR anjiyografide en iyi sinyali elde edebilmek için akım yönüne dik kesit almak oldukça önemlidir (Video 6. See corresponding video/movie images at https://doi.org/10.5152/trs.2020.869). Kesit düzlemine paralel akımlar durağan dokulara benzer şekilde baskılanır [3].

2B TOF MR anjiyografide tek tek elde edilen ardışık kesitler birleştirilerek anjiyografik görüntüler elde edilir. Üç boyutlu (3B) TOF MR anjiyografide ise veriler 3B bir hacim şeklinde elde edilir. 2B bir kesite göre çok daha kalın bir inceleme hacminde görüntüleme yapıldığından TOF sinyalini etkileyen faktörler 3B görüntülemede daha önem kazanır. Akım hızıyla ters orantılı olarak inceleme hacminde vasküler yapının seyri boyunca satürasyona bağlı olarak sinyal tedrici olarak azalır (Video 7. See corresponding video/movie images at https://doi. org/10.5152/trs.2020.869). Inceleme hacminin uzunluğu (ya da bir diğer ifadeyle kalınlığı) artırıldığında akan kan daha uzun seyir nedeniyle daha fazla RF pulsuna maruz kalacağından satürasyon da artar [4].

3B TOF MR anjiyografide akımdaki satürasyonu azaltmak için kullandığımız yöntemlerden birisi MOTSA (Mutiple Overlapping Thin Slab Acquisition) yöntemidir. 3B hacim daha az kalınlıkta tabakalara bölünür ve her bir tabakada oluşan satürasyon diğer tabakaları etkilemez. Bu tabakaların birleşim yerlerinde birleşim çizgileri görülebilir ve Jaluzi artefaktı olarak adlandırılır. Bu artefaktı azaltmak için tabakalar belli oranda üst üste bindirilir [3].

3B TOF MR anjiyografide akımdaki satürasyonu azaltmanın bir diğer yolu RF pulslarını değişken flip açısıyla (FA) göndermektir. Bu yöntem farklı üreticiler tarafından TONE (Tilt-Optimized Nonsaturated Excitation), Ramped Excitation, SSP (Sloped Slab Profile) ve ISCE (Inclined Slab for Contrast Enhancement) gibi farklı ticari adlarla sunulmuştur. 3B TOF MR anjiyografide yüksek FA daha iyi sinyal ve daha iyi arka plan baskılaması sağlar ancak hacim boyunca daha hızlı satürasyon gelişir. Bu satürasyonu engellemek için akımın inceleme hacmine girdiği düzeyde daha dar, çıkarken daha geniş açılı olacak şekilde tedrici olarak artan açılarla RF pulsları uygulanır [3].

İncelemenin amacına göre yalnıza arter ya da yalnızca ven akımını görmek için, uzaysal pre-satürasyon uygulanarak ters yönlü akım



Resim 1. A, B. Ters yönlü normal akımın pre-satürasyon ile baskılanması. (A) TOF MR anjiyografide sağ vertebral arter V4 segmentinde akım izlenmemekte ancak (B) kontrastlı MR anjiyografi bu düzeyde akım olduğunu göstermektedir (halka ile işaretli bölgeler).

FOV'a girmeden önce satüre edilir ve sinyal oluşturması engellenir. 2B TOF MR anjiyografide gezici pre-satürasyon slabları ile her bir kesit öncesinde satürasyon uygulanır [3]. Anormal ters akım olan durumlarda pre-satürasyonun görülmesi gereken normal akımı da engelleyebileceği akılda tutulmalıdır (Resim 1).

Akıma bağlı faz etkileri TOF MR anjiyografide istemediğimiz bir durum olup özellikle normal laminar akımın bozulduğu, kompleks türbülan/girdap akımın oluştuğu durumlarda aynı vokseldeki spinler faz uyumlarını kaybederler ve oluşan sinyal kaybı bir vasküler daralmayı olduğundan daha fazla gösterebilir. Bu özellikle 2B TOF MR anjivografide problem oluşturur. Laminar akım durumunda da lümenin santral bölümünde akım hızı duvara yakın kısmına göre daha yüksektir ve bu da intravoksel defazing nedenidir [6]. Laminar akımdaki intravoksel spin defazing etkilerinden korunmak için pozitif ve negatif loblu ek gradientlerden oluşan akım kompensasyonu TOF MR anjiyografide rutin olarak kullanılmaktadır. Pulsasyona bağlı artefaktların giderilmesinde EKG tetikleme kullanılabilir [7].

TOF MR anjiyografide RF pulsları ile gerçekleştirilen arka plan baskılaması mükemmel değildir. Ayrıca kısa T1 süresine sahip hematom ya da yağ gibi dokular baskılanmaz ve vasküler sinyale benzer şekilde parlak olarak izlenirler. BOS (beyin omurilik sıvısı) akımı da görüntülerde sinyal oluşturabilir. Manyetizasyon transfer kontrast (MTC), su eksitasyon ve yağ baskılama teknikleri TOF MR anjiyografide arka plan baskılamasını iyileştirmede yararlıdır [6].

TOF MR anjiyografinin intravenöz kontrast madde uygulanması sonrasında gerçekleştirilmesi T1 süresini kısaltarak akımın satürasyonu ile ilgili problemleri azaltır. Ancak iki önemli dezavantajı arka planda belirgin kontrastlanan yapıların görüntüye süperpoze olması ve ters yönlü akıma yönelik pre-satürasyonun bozulmasıdır [6].

3B TOF MR anjiyografinin 2B TOF MR anjiyografiye göre avantajı üç düzlemde de iyi uzaysal çözünürlüğe sahip olması ve sinyal/ gürültü oranının (SNR: Signal to noise ratio) daha iyi olmasıdır. Volüm içerisinde akımın progresif satürasyonu en önemli kısıtlılık olup satürasyonu azaltan MOTSA, TONE gibi ek optimizasyonlar gerektirir [3]. 3B TOF MR anjiyografi daha küçük alanda, yüksek akım hızlı, yüksek çözünürlükle görüntüleme için idealdir ve en sık kullanım alanı serebral MR arteriyografidir.

2B TOF MR anjiyografinin avantajı akıma dik ince kesitte akımın satüre olmamasıdır. Dü-





Şekil 7. Faz kontrast MR anjiyografide veri eldesi. Akım kompensasyonlu ve akım kodlamalı iki ayrı veri kümesi elde edilir ve birbirinden çıkarılır.

şük uzaysal çözünürlük, düşük SNR ve daha fazla spin defazing en önemli kısıtlılıklarıdır [3]. 2B TOF MR anjiyografi daha geniş inceleme alanında, düşük akım hızlı görüntülemede tercih edilir. Klinik kullanımda serebral venografi yöntemi olarak kullanılabilmekle birlikte yerini büyük ölçüde kontrastlı MR venografilere bırakmıştır. Gövde ve periferal MR Anjiyografi uygulamaları da uzun inceleme süresi ve yetersiz uzaysal çözünürlük nedeniyle hemen tümüyle terkedilmiş durumdadır.

FAZ KONTRAST MR ANJİYOGRAFİ

Hareketli spinleri etkileyen bipolar gradientlerin uygulandığı ve hızla orantılı olarak oluşan faz şiftine bağlı olarak anjiyografik görüntülerin oluşturulduğu kontrastsız MR anjiyografi yöntemidir. İnceleme sırasında ilk önce bipolar gradient dışı faz değişikliklerini saptamak ve çıkarmak için akıma bağlı değişikliklerin kompanse edildiği referans bir görüntüleme gerçekleştirilir (Şekil 7). Daha sonra bipolar gradientlerin uygulandığı, akıma bağlı faz değişikliklerine duyarlı görüntüleme yapılır. Bu iki ayrı veri kümesine uygulanan kompleks çıkarma işlemi sonucunda faz açısı ve diferens vektör elde edilir [3]. Bunlara bağlı olarak 3 Şekil 8. Faz kontrast MR anjiyografide faz açısı, diferens vektör uzunluğu ve transfer manyetizasyon vektörü uzunluğu kullanılarak elde edilen görüntüler.

ayrı görüntü elde edilebilir (Şekil 8). Faz açısı kullanılarak elde edilen görüntüler faz diferens görüntülerdir. Akımın kodlandığı düzlemde akım yönüne göre vasküler yapılar ya da BOS sinyali siyah ya da beyaz olarak görüntülenir. Oluşan sinyal hızla doğru orantılıdır. Dolayısıyla faz kontrast görüntülerde akım yönleri ortaya konulabilir ve akım kantifiye edilebilir. Asıl anjiyografik görüntüler ise diferens vektörün uzunluğuna dayanan kompleks diferens yöntemiyle elde edilir. Bu görüntülerde yön bilgisi yoktur. Sinyal harekete bağlıdır ancak hızla doğru orantılı değildir. Yalnızca morfolojik değerlendirmeye olanak sağlar. Faz kontrast MR anjiyografide elde edilen üçüncü görüntü seti ise transvers manyetizasyon vektörlerinin uzunluğuna (manyetizasyon şiddetine) dayanan magnitüd görüntülerdir. Bu görüntülerde durağan ve hareketli dokular bir arada izlenir. Akımın yanı sıra durağan arka planı görmek için kullanılır [8].

Faz kontrast MR anjiyografide Renkli Doppler Ultrasonografide olduğu üzere, incelenen akımın hızına uygun bir hız değeri seçmek gerekir. Venc (Velocity encoding) adı verilen bu parametre akım kodlayıcı bipolar gradientin şiddetini ifade eder; aliasing artefaktı oluşmayacak şekilde kodlanması gereken hızı gösterir.



(Venc, akım hızına uygun seçildiğinde)

Sekil 9. Kompleks diferens görüntülerde aliasing. Akım hızına göre farklı Venc seçimlerinin sinyali belirleyen diferens vektör uzunluğu üzerine etkisi sematize edilmiştir.

Venc değerine en yakın akım hızı en iyi sinyali verir. Akım hızına göre daha düşük Venc'de aliasing oluşurken yüksek Venc'de SNR düşer [9]. Venc Scout adı verilen bir ön tarama ile incelenecek bölgedeki hızlar asıl inceleme öncesi test edilebilirse de pratikte genellikle incelenecek vasküler yapıya uygun tahmini hız değerleri kullanılır ve Venc ön görülen maksimum hızın %20-25 üstü olacak şekilde seçilir [1]. Aliasing ile karşılaşılması durumunda daha yüksek bir Venc değeri ile incelemenin tekrarı gerekir. Faz diferens görüntülerde aliasingi tanımak daha kolaydır; homojen siyah/beyaz akım yerine siyah arka planda beyaz ya da tam tersi beyaz arka planda siyah artefaktlar oluşur. Kompleks diferens görüntülerde ise aliasingi değerlendirmek daha zordur (Şekil 9). Venc akım hızına uygun seçildiğinde en iyi sinyal elde edilir. Seçilen Venc değerinden daha hızlı akımlar sinyalde azalmaya neden olur ve Venc değerinin üzerindeki belli hızlarda sinyal tümüyle kaybolur [3].

Faz kontrast MR anjiyografide sadece akımın kodlandığı yönde akım verisi elde edilebilir. Anjiyografi amaçlı gerçekleştirilen kompleks diferens görüntülerde her üç düzlemde akım kodlaması yapılırken BOS akım görüntüleme ya da kardiyovasküler görüntülemede akım kantifikasyonu amacıyla kullanılan 2B faz diferens yönteminde akım genellikle üç düzlemden sadece birinde kodlanır.

Faz kontrast MR anjiyografi ile elde edilen kompleks diferens anjiyografik görüntüler, sadece hareketli spinlerin sinyal oluşturması nedeniyle TOF MR anjiyografiye kıyasla çok daha başarılı arka plan baskılaması sağlar. TOF MR anjiyografideki satürasyon problemi de olmadığından uygun Venc değeri seçildiği müddetçe düşük akım hızına TOF MR anjiyografiden daha duyarlıdır. İntravenöz kontrast madde SNR'yi artırır; TOF MR anjiyografinin tersine arka plan parlaklığını da artırmaz. Akım kodlama gradientleri TE süresini artırdığından faz kontrast MR anjiyografi duyarlılık (susceptibility) etkileri ya da türbülan akım gibi durumların neden olduğu faz hatalarına daha açıktır [3, 9].

3B anjiyografik görüntüler 2B görüntülere göre daha kaliteli olmakla birlikte genellikle her üç düzlemde akım kodlaması gerektirdiğinden inceleme süresi uzundur. 3B faz kontrast MR anjiyografi genellikle serebral venografi amacıyla kullanılır. 2B faz kontrast görüntüler nispeten hızlı olduklarında uygunsuz Venc seçiminde tekrarı daha kolaydır. Geniş bir alanda projeksiyon anjiyografiye benzer kalın ya da ince anjiyografik görüntüler şeklinde alınabilir [3]. 2B faz diferens görüntüler genellikle kardiyak siklusla senkronize sine akım çalışmaları amacıyla kullanılır [9].

Geleneksel faz kontrast yöntemlerin dışında günümüzde faz kontrast anjiyografinin dört boyutlu (4B) akım çalışmasına olanak sağlayan uygulamaları geliştirilmiştir. Bu yöntemde her üç yönde yapılan akım kodlamanın yanı sıra hacim boyunca da akım kodlaması yapılabilmektedir. Akım hızlarına ait üç boyutlu renkli haritalar oluşturulabilmekte, time-resolved tarzında hareketli izlenebilmekte ve gelişmiş kantifikasyon yapılabilmektedir [10, 11].

DİĞER KONTRASTSIZ MR ANJİYOGRAFİ TEKNİKLERİ

Kontrastlı MR anjiyografi ile daha geniş inceleme alanlarında, çok daha hızlı, yüksek SNR'ye sahip, daha az artefaktlı görüntüler elde



Resim 2. EKG tetiklemeli FSE MR anjiyografide arteriyel görüntü eldesi.

edilebildiğinden kontrastsız MR anjiyografiler birçok anatomik bölgede yerini büyük oranda kontrastlı MR Anjiyografiye bırakmıştır. Ancak MR kontrast maddelerin vücutta birikme, Nefrojenik sistemik fibrozis oluşturma ve alerji gibi riskleri dışında gebelikte kontrast madde kullanımının rölatif kontrendike olması, maliyet ve damar yolu problemleri gibi nedenlerle kontrastsız MR anjiyografi teknikleri önemini korumaktadır [5, 7]. İki temel kontrastsız anjiyografi yöntemi olan TOF MR anjiyografi ve Faz kontrast MR anjiyografinin dışında zaman içerisinde geliştirilen ve halen geliştirilmekte olan daha yeni kontrastsız MR anjiyografi yöntemleri bulunmaktadır. Bu yazıda yalnızca ticari olarak erişilebilir durumdaki bazı yöntemler detaylandırılacaktır.

Görece yeni kontrastsız MR anjiyografi yöntemlerinden biri EKG ya da nabız tetiklemeli 3B parsiyel-Fourier hızlı spin eko tekniğidir. Sistol ve diyastolde arteriyel akım hızlarının farklı olması esasına dayanır. T2 ağırlıklı oldukça hızlı single-shot spin eko sekansı (HAS-TE/SSFSE) ile sistolik ve diyastolik görüntüler elde edilir (Resim 2). Sistolde arterlerde hızlı akıma bağlı sinyal kaybı (flow void) izlenirken, diyastolde akım hızındaki düşüşe bağlı arteriyel sinyal oluşur. Durağan dokular ve venler ise hem sistolde hem de diyastolde benzer intensitededir. Arteriyel görüntü elde etmek için bu iki görüntü seti birbirinden çıkarılır [7]. Sağlıklı ve iyi koopere bireylerde oldukça başarılı görüntüler elde etmek mümkün olsa da hareket ve vasküler pulsasyon artefaktlarına duyarlıdır. Stenozu gerçekte olduğundan daha şiddetli gösterebilir. Yavaş akım ya da şiddetli stenozda puls etkisi zayıfladığından arter ile ven arası hız farkının azalması problem oluşturur. Aritmi durumunda da başarı şansı düşer [7]. Özellikle periferal MR anjiyografi amacıyla kullanılır [5]. Pulmoner, torasik-abdominal ve pelvik MR anjiyografi uygulamaları da vardır. Karotis ve renal arterlerin görüntülenmesinde tercih edilmez. Yüksek hızlı juguler venöz akım istenmeyen sinyal oluşturabilir. Aort ile renal arterler arasındaki düzlemin dik olması da bu bölgede başarılı sonuç almayı engeller [12].

b-SSFP (Balanced-Steady-State-Free-Precession) sekansı FIESTA, TrueFISP, bFFE gibi farklı ticari adlara sahip, T2/T1 ağırlıklı görüntü oluşturan, günlük MR pratiğinde çok sık kullanılan sekanslardandır. Bu sekansın önemli özelliklerinden biri kan ile dolu kalp boşluklarının, arterlerin ve venlerin, akım hızından bağımsız doğal olarak parlak gözükmesidir. Bu nedenle kardiyovasküler görüntülemede beyaz kan görüntüsü oluşturan temel görüntüleme sekansıdır [13]. Bu sekansın bir diğer özelliği sıvıları ve yağları da parlak olarak göstermesidir ve bu nedenle standart haliyle 3B anjiyografik görüntüler oluşturmak mümkün değildir. Bu nedenle b-SSFP MR anjiyografi sekansı arka plan ve venöz akım baskılanmasına yönelik ek hazırlık pulsları içerir [7]. EKG tetiklemeli, nefes tutmalı ya da solunum tetiklemeli olarak koroner arterlerin ve aortanın görüntülenmesinde kullanılır [14, 15].

Yukarıda anlatılan her iki kontrastsız MR anjiyografi yönteminin en önemli kısıtlılığı ASL (arteriyel spin işaretleme) ile kombine edilmedikleri sürece arka plan sinyalinin sorun oluşturmaya devam etmesidir. Inflow, Outflow ve Subtraksiyon tekniklerinden oluşan ASL'de akan kan RF pulsları ile işaretlenir ve bu şekilde arka plan baskılaması iyileştirilir [7]. Subtraksion tekniği dinamik (time-resolved) görüntülemeye de olanak sağlar. ASL hem b-SSFP MR anjiyografi hem de parsiyel-Fourier hızlı



Şekil 10. Inflow b-SSFP MR anjiyografide görüntü oluşumu. Arka plan sinyali baskılanmış FOV'a giren taze kan akımı kontrast oluşturur.



Resim 3. Inflow b-SSFP renal MR anjiyografiye ait 3B görüntü.

spin eko MR anjiyografi ile birlikte kullanılabilir [15].

Inflow ASL tekniği TOF inflow etkisine benzer bir mekanizmaya dayanır; arka plan sinyali baskılanır, FOV'a giren baskılanmamış taze kan akımı kontrast oluşturur [16]. Arka plan sinyalinin baskılanması için inceleme alanında longitudinal manyetizasyon 180° RF pulsu ile tersine çevrilir (Şekil 10, Video 8. See corresponding video/movie images at https://doi. org/10.5152/trs.2020.869). Tersine çevrilen longitudinal manyetizasyonun geri kazanımı sırasında manyetizasyonun sıfır noktasından geçtiği TI (inversion time) süresi kadar beklenir. Bu süre içerisinde 180° RF pulsuna maruz kalmamış taze kan inceleme alanına girmektedir. Arka planın sinyal oluşturamayacağı TI süresi sonunda sekans çalıştırılır (Şekil 10'daki örnekte 3B b-SSFP). Arka planın baskılandığı ve FOV'a giren taze kanın sinyal oluşturduğu bir görüntü elde edilmiş olur [5]. Resim 3'te bu sekilde elde edilmis inflow b-SSFP renal MR anjiyografiye ait 3B Volume Rendering (VR) görüntü görülmektedir. Sağlıklı ve koopere bireylerde güzel görüntüler elde etmek mümkün olsa da problemli olgularda yararı kısıtlıdır [1]. Özellikle yavaş akım ve düşük kardiyak output durumunda daha kısıtlı bir bölgede görüntülemeye izin verir [12].

Outflow tekniğinde ise geniş bir alanda non-selektif 180° RF pulsu ile longitudinal manyetizasyon tersine çevrilir. Hemen ardından incelemenin yapılacağı bölgede ya da hemen öncesinde selektif 180° RF pulsu ile longitudinal manyetizasyon tekrar normale döndürülür (Sekil 11). Non-selektif 180° RF pulsu ile işaretlenmiş protonların sinyal oluşturamayacağı TI süresinde sekans çalıştırılır (Video 9. See corresponding video/movie images at https:// doi.org/10.5152/trs.2020.869). Görüntüleme selektif 180° RF pulsu ile manyetizasyonu normale döndürülmüş olan alandan yapılırsa, bu alana bu süre içerisinde non-selektif 180° RF pulsuna maruz kalan kan girmiş olacağından, kan dolu boşlukların ya da damarların sinyalsiz görüldüğü, durağan dokuların sinyal oluşturabildiği siyah kan görüntüleme gerçekleştirilmiş olur [2]. Siyah kan görüntüleme kardiyak görüntülemede ve damar duvarı görüntülemede kullanılır. Ancak amaç anjiyografi olduğunda selektif 180° RF pulsu ile manyetizasyonu normale döndürülmüş alandan değil, kan akış yönüne göre bu alanın hemen sonrasından görüntüleme yapılır (Şekil 12). Bu durumda sinyali baskılanmış arka plana giren, selektif 180° RF pulsu ile manyetizasyonu normale döndürülmüş işaretli kan kontrast oluşturmuş olur [16].

Subtraksiyon yönteminde dayanan ASL tekniğinde kanın işaretlendiği ve işaretlenmediği





Sekil 11. Outflow tekniğinde RF pulsları ile yapılan işaretlemeler. Non-selektif 180° RF pulsunu belli bir bölgeye yönelik selektif 180° RF pulsu takip eder ve uygulandığı bölgede manyetizasyonu tekrar normale döndürür. İşaretleme sonrası görüntü eldesi Şekil 12'de gösterilmiştir.



Şekil 12. Outflow tekniğinde görüntü oluşumu. Görüntüleme selektif 180° RF uygulanmış alandan yapılırsa siyah kan görüntüleme, hemen sonrasından yapılırsa MR anjiyografi gerçekleştirilmiş olur.

iki veri seti elde edilir ve birbirinden çıkarılır (Şekil 13). Kan, akış yönüne göre inceleme hacmine girmeden önce işaretlenir. Arka plan baskılanmasını subtraksiyon sağlar. TI süresi diğer iki yöntemden farklı olarak bu yöntemde arka planı baskılamak için değil, işaretlenmiş Şekil 13. Subtraksiyon yöntemine dayalı ASL tekniğinde görüntü oluşumu. Kanın işaretlendiği ve işaretlenmediği iki ayrı veri seti elde edilir. Arka plan sinyalinin baskılanmasını subtraksiyon sağlar.

kanın işaretleme bölgesinden ne kadar uzaklıkta ne kadar süre sonra görüntüleneceğini belirler. Bunun sayesinde farklı TI sürelerinde time-resolved tarzı dinamik görüntüleme mümkün olur [12, 16].

ASL tekniklerinin genel kısıtlılıkları yeterli derecede yüksek akım hızı gerektirmesi, ters yönlü akımın görüntülemede problem oluşturması ve subtraksiyon yönteminde inceleme süresinin uzun olmasına bağlı hareket artefaktlarına duyarlı olması şeklinde sıralanabilir [12]. Günlük pratikte kontrastlı MR anjiyografi gerekliliğine rağmen kontrast madde kullanımının mümkün olmadığı kısıtlı endikasyonlarda kullanılmaktadır.

Quiescent-Interval Single-Shot (QISS) MR anjiyografi, Flow-Sensitive Dephasing (FSD) ve Gated Time-of-Flight (TOF) Inflow MR anjiyografi daha yeni kontrastsız MR anjiyografi tetkiklerindendir [7]. Bu yazıda bu yöntemlerin ayrıntısına girilmemiştir.

Susceptibility Weighted Imaging (SWI, SWAN, Venous BOLD, BSI) aslında siyah kan anjiyografi tekniği olarak geliştirilmiş, ancak günümüzde manyetik duyarlılık gösteren hemoraji ya da kalsifikasyon gibi içeriği saptamak ve karakterize etmek için kullanılan bir sekanstır. Paramanyetik deoksihemoglobin içeriğine bağlı olarak sinyalsiz (negatif BOLD sinyali) gözüken venlerden, minimum intensite projeksiyon (MinIP) yöntemiyle venografik görüntüler elde etmek mümkündür [1]. SWI tekniğine ilişkin ayrıntılara bu sayıda yer alan manyetik duyarlılığa dayalı görüntüleme teknikleri başlığı altında ulaşabilirsiniz.

Kontrastlı MR Anjiyografi

EĞİTİCİ NOKTA

Ekstrasellüler kontrast maddelerin ilk geçiş etkisine bağlı görüntülemeye dayanan kontrastlı MR anjiyografi günümüzde en sık kullanılan MR anjiyografi yöntemidir [17]. Daha önce de belirtildiği üzere geniş inceleme alanlarında, hızlı ve yüksek SNR'li görüntülemeye olanak sağlaması ve kontrastsız MR anjiyografi tetkiklerine kıyasla artefaktlara daha dirençli olması nedeniyle tercih edilen yöntem haline gelmiştir. Ekstrasellüler kontrast madde olarak paramanyetik metal iyon olan Gadolinyum şelatları kullanılır. Bu kontrast maddeler kendileri görüntü oluşturmazlar; lokal manyetik inhomojenite ile kan protonlarının T1 relaksasyon süresini kısaltırlar. 1,5 Tesla bir MR sisteminde kontrastsız arteriyel kan 1200 msn T1 relaksasyon süresine sahipken T1 ağırlıklı sekanslarda en parlak yapı 270 msn T1 relaksasyon süresi ile yağ dokularıdır. Kontrastlı MR anjiyografide amaç arteriyel kanın T1 relaksasyon süresini bu sürenin oldukça altına düşürmektir. Kontrast madde uygulanması ile kanın T1 relaksasyon süresi 50-100 msn civarına iner ve kısa TR süresine sahip sekanslar ile kandan yüksek sinyal alınır [5]. Ancak kontrast maddenin intravasküler kompartmandan interstisyel alana hızlı geçişi nedeniyle bu sinyal kısa sürelidir. Bu nedenle kontrast maddenin ilk vasküler geçişi sırasında uygun bir zamanlama ile hızlı bir görüntüleme yapmak önemlidir [18]. Bu koşul rutin kontrastlı MR anjiyografilerin büyük bölümünü oluşturan 3B kontrastlı MR anjiyografi için geçerli olmakla birlikte daha sonra bahsedilecek olan 4B time-resolved dinamik kontrastlı MR anjiyografide yüksek zamansal çözünür-



Sekil 14. Doğru ve hatalı kontrast madde zamanlaması örnekleri. Kontrast-zaman eğrileri arterler için kırmızı, venler için mavi gösterilmiştir. Dikdörtgenlerin koyu kısımlar k-uzayının santral bölümünün veri ile doldurulma zamanını göstermektedir. Bu bölüm pik arteriyel kontrastlanma sırasında doldurulduğunda (yeşil) sinyal optimal olur. Erken doldurulursa (kırmızı ve mor) kenar belirginleşmesi/ring artefaktı, geç doldurulursa (siyah) düşük intensiteli arteriyel sinyal ve venöz kontaminasyon oluşur.

lükle çok sayıda veri kümesi hızlı şekilde elde edildiğinden zamanlama önemsizdir [19].

MRG'de k-uzayının merkezi sinyalden sorumlu olduğunda 3B kontrastlı MR anjiyografide bu bölüm pik arteriyel kontrastlanma sırasında doldurulmalıdır (Şekil 14) [17]. K-uzayının bu bölümünün olması gerekenden daha erken doldurulması durumunda yetersiz kontrasta bağlı kenar belirginleşmesi ya da ring artefaktı oluşur. Geç kalınması durumunda ise arterler beklenenden daha düşük kontrastlı olarak görüntülenirken aynı zamanda görüntülerde venöz kontaminasyon oluşur [5]. İncelenecek bölgeye kontrast maddenin ulaşma süresi çok değişken olup yaşlılık, kronik kalp hastalığı, beta bloker kullanımı, aort anevrizması vb. durumlarda akım daha yavaştır. Bu nedenle kontrast madde uygulandıktan sonra görüntülemenin başlaması gereken zamana tahmin (best guess) yöntemiyle karar vermek genellikle iyi sonuç vermez. Kontrast maddenin hedef vasküler vatağa ne kadar sürede ulaştığını düşük

doz kontrast madde kullanılan bir ön inceleme ile belirleyen test bolus yöntemi de günümüzde tercih edilmemektedir. Günümüzde MRG cihazlarında uygun zamanlama ile çekim yapmaya olanak sağlayan otomatik tetikleme ya da floroskopik tetikleme yöntemleri kullanılmaktadır [17].

3B kontrastlı MR anjiyografide kısa TR ve TE sürelerine sahip 3B Spoiled Gradient Eko sekansı (FSPGR, FLASH, FFE) kullanılır. Düşük TR süresi sekansın hızlı olmasının yanı sıra çevre dokuların satürasyonunu sağlar ve en düşük T1 relaksasyon süresine sahip olan kontrastlı kan parlak olarak gözükür. Kontrast madde uygulanmadan önce mask görüntü alınması ve kontrast madde sonrası elde edilen görüntünün bu mask görüntüden çıkarılmasının yanı sıra yağ baskılama tekniklerinin kullanılması, arka plan baskılamasını iyileştirerek görüntü kontrastını artıran optimizasyonlardır [8]. Sekansın kısa TE süresi ise artefaktların minimize edilmesinde yararlıdır.

3B kontrastlı MR anjiyografide kontrast madde dozu ve enjeksiyon hızı gibi inceleme tekniğine yönelik ayrıntılara bu yazının kapsamı dışında tutulmuştur.

4B kontrastlı MR anjiyografi (TWIST, TRI-CKS, 4D-TRACK) olarak da adlandırılan time-resolved dinamik anjiyografi 3B veri kümlerinin çok hızlı elde edilebildiği, bu şekilde erken arteriyel dolumdan geç venöz fazlara kadar kanın akışının dinamik olarak görüntülenebildiği bir inceleme yöntemidir [17, 20]. En önemli avantajları yüksek zamansal çözünürlüğü sayesinde zamanlamanın önemsiz olması ve kontrast madde pasajı boyunca farklı fazlara ait çok sayıda hacimsel veri içermesidir. Ayrıca kontrast madde 3B tekniğe göre daha düşük dozda kullanılabilir. En önemli dezavantajı ise uzaysal çözünürlüğünün düşük olmasıdır [19]. Özellikle arteriyo-venöz malformasyonların değerlendirilmesinde tercih edilir.

Video 1. TOF yıkanma (outflow) etkisi. Yalnızca hem 90° hem de 180° RF pulsunu alan spinler sinyal oluşturabilir. Yeterince hızlı olan ya da ilk RF pulsu uygulandıktan sonra kesite giren spinler bu RF pulslarından yalnızca birine maruz kalacaklarından sinyal oluşturamazlar. Video 2. TOF akıma bağlı parlaklaşma (inflow) etkisi. Tekrarlayan RF pulsları ile sinyali baskılanmış kesite/inceleme hacmine yeni giren hareketli spinler sinyal oluştururlar. Kesit içerisinde kalmaya devam ederlerse durağan dokular gibi satüre olurlar.

Video 3. Spin eko sekansta uzaysal pre-satürasyon. İnceleme bölgesine girmeden önce 90° RF pulsuna maruz kalan hareketli spinler kesite girip 90° RF eksitasyon pulsuna tekrar maruz kaldıklarında 180° tam satüre olurlar ve sinyal üretemezler.

Video 4. Bipolar gradientin durağan ve haraketli spinlerde neden olduğu faz değişiklikleri. Hareketli spinlerin yeri değiştiğinden oluşan faz değişikliği gradientin ters yönlü lobu ile dengelenemez ve hareketli spinler farklı bir fazda dönmeye başlar.

Video 5. Akım kompensasyonu. İki yönlü ek gradient lobları eklenerek hem durağan hem de sabit hızla hareket eden spinlerin net faz şifti sıfırlanır.

Video 6. 2B TOF MR anjiyografi görüntü oluşumu. En iyi sinyal için akım yönüne dik kesit alınmalıdır.

Video 7. 3B TOF MR anjiyografi görüntü oluşumu. Akım hızı ile ters orantılı olarak damar seyri boyunca satürasyona bağlı olarak sinyal tedrici olarak azalır.

Video 8. Inflow b-SSFP MR anjiyografide görüntü oluşumu. Arka plan sinyali baskılanmış FOV'a giren taze kan akımı kontrast oluşturur.

Video 9. Outflow tekniğinde görüntü oluşumu.

Kaynaklar

- [1]. Elster AD. Questions and answers in mri. Available from: https://mriquestions.com.
- [2]. Runge VM, Nitz WR, Heverhagen JT. The physics of clinical mr taught through image. New York: Thieme; 2018. [Crossref]
- [3]. Backens M, Schmitz B. Unenhanced MR Angiography. In: Schneider G, Prince MR, Meaney JFM, Ho VB, editors. Magnetic Resonance Angiography, Techniques, Indications and Practical Applications. Milan: Springer-Verlag; 2005.p.3-22. [Crossref]
- [4]. Westbrook C, Talbot J. MRI in practice. 5th ed. Hoboken, NJ: Wiley; 2018.
- [5]. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. MRI from picture to proton. 3rd ed. Cambridge, New York: University Printing House, Cambridge University Press; 2016.

- [6]. Kim SE, Parker DL. Time-of-flight angiography. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.39-50. [Crossref]
- [7]. Wheaton AJ, Miyazaki M. Non-contrast enhanced MR angiography: Physical principles. J Magn Reson Imaging 2012; 36: 286-304. [Crossref]
- [8]. Korosec FR. Basic principles of mri and mr angiography. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.3-38. [Crossref]
- [9]. Jung B, Markli M. Phase-contrast mri and flow quantification. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.51-64. [Crossref]
- [10]. Azarine A, Garçon P, Stansal A, Canepa N, Angelopoulos G, Silvera S, et al. Four-dimensional flow mri: Principles and cardiovascular applications. Radiographics 2019; 39: 632-48. [Crossref]
- [11]. Markl M, Schnell S, Wu C, Bollache E, Jarvis K, Barker AJ, et al. Advanced flow MRI: Emerging techniques and applications. Clin Radiol 2016; 71: 779-95. [Crossref]
- [12]. Miyazaki M, Akahane M. Non-contrast enhanced MR angiography: Established techniques. J Magn Reson Imaging 2012; 35: 1-19. [Crossref]
- [13]. Ivancevic MK, Geerts L, Weadock WJ, Chenevert TL. Technical principles of mr angiography methods. Magn Reson Imaging Clin N Am 2009; 17: 1-11. [Crossref]
- [14]. Hays A, Weiss RG, Stuber M. Noncontrast coronary artery imaging. In: Carr JC, Carroll TJ, editors.

Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.129-41. [Crossref]

- [15]. Miyazaki M, Isoda H. Non-contrast-enhanced MR angiography of the abdomen. Eur J Radiol 2011; 80: 9-23. [Crossref]
- [16]. Miyazaki M, Sugiura S, Kassai Y, Kanazawa H, Edelman R, Koktzoglu I. Flow-dependent noncontrast mr angiography. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.89-106. [Crossref]
- [17]. Zhang H, Zhang W, Prince MR. Technical aspect of contrast-enhanced mra. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.65-74. [Crossref]
- [18]. Ho VB, Corse WR, Maki JH. Contrast-enhanced mr angiography: Theory and technical optimization. In: Schneider G, Prince MR, Meaney JFM, Ho VB, editors. Magnetic Resonance Angiography, Techniques, Indications and Practical Applications. Milan: Springer-Verlag; 2005.p.23-42. [Crossref]
- [19]. Pereles FS, Ho VB. Time-resolved mr angiography. In: Schneider G, Prince MR, Meaney JFM, Ho VB, editors. Magnetic Resonance Angiography, Techniques, Indications and Practical Applications. Milan: Springer-Verlag; 2005.p.43-54. [Crossref]
- [20]. Riederer SJ, Haider CR, Johnson CP, Mostardi PM. Time-resolved, contrast-enhanced mr angiography using cartesian methods. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications. New York: Springer Science+-Business Media LLC; 2012.p.75-88. [Crossref]

MRG'de Akım Etkileri, Akıma Dayalı Görüntüleme ve MR Anjiyografi

Hasan Yiğit

Sayfa 215

Time-of-flight (TOF) hareketli spinlerin yer değiştirmesi esasına dayanır ve adından da anlaşılacağı üzere hareketli spinlerin kesit içerisinde kaldığı süre ile ilgili bir fenomendir. TOF etkisi yüksek akım hızına bağlı sinyal kaybı (yıkanma/outflow etkisi) ya da akıma bağlı parlaklaşma (giriş kesiti fenomeni/inflow etkisi) olmak üzere iki farklı şekilde görülür.

Sayfa 217

Uygulanan gradientin şiddeti ve süresiyle orantılı olarak hem durağan hem de hareketli dokularda faz kayması gerçekleşir; farklı bir fazda presesyon göstermeye başlarlar. Durağan dokularda oluşan faz değişikliği, aynı boyutta ters yönlü bir gradient uygulanarak dengelenebilir ve sonuçta net faz şifti sıfır olur. Hareketli spinlerin yeri değiştiğinden bipolar gradientin ters yönlü aynı boyuttaki lobu, ilk gradientin oluşturduğu faz farklılığını dengeleyemez. Hareketli spinlerin hızlarıyla orantılı bir faz şifti oluşur.

Sayfa 218

TOF MR anjiyografi akıma bağlı parlaklaşma (inflow) etkisine dayanan kontrastsız MR anjiyografi yöntemidir. Kullanılan sekans T1 ağırlıklı hızlı Spoiled gradient eko sekansıdır. Kısa TR süreleri ile tekrarlayan RF pulsları durağan dokularda longitudinal manyetizasyonun geri kazanımını engelleyerek sinyali baskılar. Akan kan ile birlikte kesite giren yeni protonlar bu satürasyondan etkilenmediklerinden vasküler yapılar baskılanmış arka plan içerisinde parlak sinyalli olarak izlenir.

Sayfa 221

Kontrastlı MR anjiyografi ile daha geniş inceleme alanlarında, çok daha hızlı, yüksek SNR'ye sahip, daha az artefaktlı görüntüler elde edilebildiğinden kontrastsız MR anjiyografiler birçok anatomik bölgede yerini büyük oranda kontrastlı MR Anjiyografiye bırakmıştır. Ancak MR kontrast maddelerin vücutta birikme, Nefrojenik sistemik fibrozis oluşturma ve alerji gibi riskleri dışında gebelikte kontrast madde kullanımının rölatif kontrendike olması, maliyet ve damar yolu problemleri gibi nedenlerle kontrastsız MR anjiyografi teknikleri önemini korumaktadır.

Sayfa 225

Ekstrasellüler kontrast maddelerin ilk geçiş etkisine bağlı görüntülemeye dayanan kontrastlı MR anjiyografi günümüzde en sık kullanılan MR anjiyografi yöntemidir. Daha önce de belirtildiği üzere geniş inceleme alanlarında, hızlı ve yüksek SNR'li görüntülemeye olanak sağlaması ve kontrastsız MR anjiyografi tetkiklerine kıyasla artefaktlara daha dirençli olması nedeniyle tercih edilen yöntem haline gelmiştir. Ekstrasellüler kontrast madde olarak paramanyetik metal iyon olan Gadolinyum şelatları kullanılır. Bu kontrast maddeler kendileri görüntü oluşturmazlar; lokal manyetik inhomojenite ile kan protonlarının T1 relaksasyon süresini kısaltırlar.

Sayfa 225

MRG'de k-uzayının merkezi sinyalden sorumlu olduğunda 3B kontrastlı MR anjiyografide bu bölüm pik arteriyel kontrastlanma sırasında doldurulmalıdır. K-uzayının bu bölümünün olması gerekenden daha erken doldurulması durumunda yetersiz kontrasta bağlı kenar belirginleşmesi ya da ring artefaktı oluşur. Geç kalınması durumunda ise arterler beklenenden daha düşük kontrastlı olarak görüntülerde venöz kontaminasyon oluşur.

MRG'de Akım Etkileri, Akıma Dayalı Görüntüleme ve MR Anjiyografi

Hasan Yiğit

- 1. TOF fenomeni ile ilgili aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Akım hızı arttıkça hem inflow, hem outflow etkisi azalır.
 - b. TOF yıkanma etkisi spin eko sekanslarında izlenir.
 - c. Kesit kalınlığı arttıkça hem inflow, hem outflow etkisi azalır.
 - d. Uzun TE süresinde yıkanma etkisi daha belirgindir.
 - e. TOF inflow etkisi pre-satürasyon ile baskılanabilir.
- 2. TOF MR anjiyografi ile karşılaştırıldığında aşağıdakilerden hangisi Faz kontrast MR anjiyografinin bir özelliği değildir?
 - a. Arka plan sinyalinin baskılanması daha başarılıdır.
 - b. Satürasyon problemi olmadığından düşük akım hızına daha duyarlıdır.
 - c. İntravenöz kontrast madde kullanımı arka plan parlaklığını artırmaz.
 - d. Kısa TE süresi nedeniyle faz hatalarına daha dirençlidir.
 - e. Üç düzlemde akım kodlaması inceleme süresini uzatır.
- 3. EKG tetiklemeli FSE MR anjiyografi aşağıdakilerden hangisi için tercih edilmez?
 - a. Alt ekstremite MR anjiyografi
 - b. Pulmoner MR anjiyografi
 - c. Aorta MR anjiyografi
 - d. Pelvik MR anjiyografi
 - e. Renal MR anjiyografi
- 4. Aşağıdaki MR anjiyografi tetkiklerinden hangisinde TI süresi arka plan sinyalinin baskılanmasında rol oynar?
 - a. Subtraksiyonlu ASL b-SSFP MR anjiyografi
 - b. Inflow ASL b-SSFP MR anjiyografi
 - c. EKG tetiklemeli FSE MR anjiyografi
 - d. TOF MR anjiyografi
 - e. Kontrastlı MR anjiyografi
- 5. Kontrastlı MR anjiyografi ile ilgili aşağıdaki ifadelerden hangisi yanlıştır?
 - a. İntravenöz uygulanan Gadolinyumun görüntülenmesi esasına dayanır.
 - b. Kontrast maddenin ilk vasküler geçişi sırasında görüntüleme gereklidir.
 - c. Genellikle kontrast madde öncesi mask görüntü alınır.
 - d. Kısa TR ve TE sürelerine sahip 3B Spoiled Gradient eko sekansı kullanılır.
 - e. 4B time-resolved kontrastlı MR anjiyografide zamanlama önemsizdir.





Trd Sem 2020; 8: 230-242

Manyetik Duyarlılığa Dayalı Görüntüleme Teknikleri

Banu Karaalioğlu¹ 🕩, Ayşe Aralaşmak² 🕩

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Manyetik duyarlılık tipleri
- Gradient eko ve eko planar görüntüleme
- T2* MR incelemeri

- SWI'da mIP ve faz görüntülerin kullanım yerleri
- FMRI görüntüme tipleri ve kullanım alanları

Karaalioğlu B, Aralaşmak A. Manyetik Duyarlılığa Dayalı Görüntüleme Teknikleri. Trd Sem 2020; 8: 230-242.

GİRİŞ

Manyetik duyarlılık etki ortam inhomojenitesinden kaynaklanmakta ve gradient eko (GE) sekanslarında sinyal kaybına yol açmaktadır. Manyetik duyarlılık etki bazı görüntülemelerin temelini oluşturmaktadır. Oksijene kan ile deoksijene kan arasındaki manyetik duyarlılılık farkı fonksiyonel MR incelemeyi ve dokular arasındaki duyarlılılık farkı ise Susceptibility Weighted Imaging (SWI) görüntülemeyi mümkün kılmaktadır. SWI ile beyin tümörleri, trauma, vasküler malformasyonlar ve beyinde demir birikimi gösterilmektedir. T2 perfüzyon MR'da ise damarlardan geçen gadoliniumun neden olduğu inhomojeniteye bağlı sinyal kaybı ile doku perfüzyonu hakkında bilgiler edinilmektedir. Superparamagnetic iron oxide parçaçıklarıda hücre içinde ve çevresinde ciddi manyetik duyarlılık etki oluşturup GE görüntülerde sinyal

kaybına neden olarak bu maddenin organlarda dağılımı ve miktarı incelenebilmektedir [1-3].

T2* GÖRÜNTÜLEME

Manyetik duyarlılık görüntüleme bir T2* görüntülemedir. T2 spin-spin relaksasyon ya da transverse relaksasyon olarak tanımlanır, etkileşim sadece atomik ve moleküler seviyededir, 90 derecelik radyofrekans dalgasının takiben transvers düzleme geçen manyetizasyonun %37'sine düşmesine kadar geçen zamanı tanımlar. Dokulara göre T2 zamanı değişir. Sıvıların yüksektir. Solid dokuların T2 zamanı ise kısadır. T2* bir transverse relaksasyondur ve gerçek T2'den daha az ya da yarısı kadardır. Ortam inhomojenitesinde dolayı tranvers düzlemdeki manyetizasyon normal T2'den daha kısa zamanda kaybolur. Bu yüzden T2* 'gözlenenen' ya da 'efektif' T2 olarak, normal T2 de 'natural' ya da 'gerçek' T2 olarak adlandırılır. Bu manyetik inhomoje-

¹İstanbul Medipol Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye ²Memorial Bahçelievler Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye

Ayse Aralasmak • aysearalasmak@hotmail.com



Şekil 1. Diamanyetik maddeler manyetik alan dışına itilirken, paramanyetik ve ferromanyetik maddeler manyetik alan içerisine çekilir. Manyetik alan çizgileri diamanyetic maddenin çevresinden, paramanyetik maddenin içinden geçer. Ferromanyetik maddenin içinden ise yığılarak geçmektedir.

nite magnetdeki bir defekten, dokunun kendisinden veya dokunun içerisinde yerleştirilen materyellerden, kimyasal şiftden veya uzaysal kodlama yapan gradientlerden kaynaklanabilir. GE ağırlıklı görüntülerde manyetik inhomojenite geometrik distorsiyona, sinyal artifaktına veya sinyal kaybına yol açabilir [1-3].

MANYETİK DUYARLILIK VE TİPLERİ

Manyetik duyarlılıkta incelenen materyalin ya da dokunun manyetize olabilme özelliğinden bahsedilmektedir. Doku ya da materyel magnetin içine konunca dokunun internal manyetizasyonu (polarizasyonu) (J) manyetik alanın gücünü (B₀) azaltabilir veya artırabilir. Eğer azaltıyorsa diamanyetik (X <0), artıyorsa artırma gücüne göre paramanyetik, superparamanyetik ve ferromanyetik (X >0) olarak adlandırılır. Manyetik duyarlılık X ile ifade edilir ve X=J/B₀ olarak formulize edilmektedir. B₀ eksternal magnetin gücünü temsil eder. J ise internal polarizasyonu ifade eder (Tablo 1) [4]. Negative duyarlılığa sahip diamanyetik maddeler manyetik alan dışına doğu itilirken, pozitif duyarlılığa sahip paramanyetik, superparamanyetik ve ferromanyetik maddeler manyetik alan içine çekilir (Şekil 1).

Çoğu biyolojik doku diamanyetiktir. Demir, gadolinium, bakır ve manganez birikimleri ise paramanyetiktir. Ferritin ve hemosiderin ise superparamanyetiktir. İnsan vucudunda endojen ferromanyetik madde yoktur ancak metalik implantlar ve cerrahi materyeller ferromanyetiktir [4, 5].

Manyetik Duyarlılık Görüntüleme

Manyetik duyarlılık görüntülemeyi GE sekansları oluşturmaktadır. GE sekanslarında 90 dereceden küçük flip açısı (α) ile gönderilen RF ve frekans kodlama yönünde negative ve positive yönde olmak üzere gradientler kullanılarak eko sinyaller oluşturulur. GE sekanslarında küçük açılardan dolayı longitidunal magnetizasyon çabuk geri kazanıldığı için hızlıdır. Ayrıca T2* gercek T2'ye göre daha kısadır. GE'da T2* etki ise uzun TE, uzun TR ve kısa flip açıları ile mümkündür. Magnetin tesla gücü ve voksel boyutu artıkça T2* etki belirginleşir. Bu yüzden iki boyutlu GE sekansları üç boyutlu GE sekanlarına göre manyetik inhomeniteyi daha iyi gösterir [2, 3, 6]. Eko planar görüntüleme (EPI) en hızlı MR görüntüleme sekansıdır, tümüyle GE veya hibrit GE olabilir. Frekans kodlama ve faz kodlama yönünde gradientler hızlı bir şekilde açılır ve kapanır. Bu yüzden EPI'de T2* etki oldukça baskındır.

Tablo 1: PET/BT ve PET/MR'ın Avantajları ve Sınırlamaları			
Manyetik özelliği	Eksternal magnetic alana göre polarizasyonun yönü (J)	Relatif magnetik duyarlılık (X) (ppm)	Tipik materyaller
Diamanyetik	Zıt	-10	Su, yağ, biyolojik dokuların çoğu, bakır, gümüş, altın, bizmut, merkür, alkol, hava, kalsifikasyon, oxyhemoglobin
Paramanyetik	Aynı	+1	Moleküler O ₂ , metallerin basit tuz ve selatları, (Gd, Fe, Mn, Cu), organik serbest radikaller, deoxyhemoglobin
Superparamanyetik	Aynı	+5.000	Ferritin, hemosiderin, SPOI kontrast madde
Ferromanyetik	Aynı	>10.000	Demir, çelik, kobalt, nikel

DWI, fonksiyonel MR, perfüzyon MR, kardiyak görüntüleme, abdominal görüntüleme, üç boyutlu MR anjio EPI görüntülemelerdir [2, 3, 6, 7].

Klinik Uygulamalar

Gradient eko T2* görüntüleme ile dokularda deoxyhemoglobin, methemoglobin, demir, ferritin, hemosiderin gibi pozitif duyarlılığa sahip manyetik maddeler ortaya konulabilir. Serebral kanamalar, vasküler malformasyonlar, thromboze damarlar ve anevrizmalar, tümör içi kanama, superfisiyel siderosis, vaskülit varlığında ve diffüz aksonal zedelenmede beyindeki milimetrik kanama odakları ve kalsifikasyonlar, nörodejeneratif hastalıklara beyinde demir birikimleri, hemofilik artropati ve pigmentovillonoduler synovitis de eklemlerde hemosiderin birikimi, synovial osteochondromatosisde eklemdeki kalsifikasyonlar ortaya konulabilir. Vücuttaki demir birikimine neden olan patolojilerde kalp, karaciğer gibi organlardaki demir yükü ölçülebilir. T2* EPI esasına dayalı dynamic susceptibility contrast MR perfüzyon başka bir yazı içerisinde yer verildiğinden bu yazıda ele alınmayacaktır.

Susceptibility Weighted Imaging (SWI) (Venöz BOLD)

İçerisinde hız bilgisi de olan üç boyutlu GE görüntülemedir. Paramanyetik, diamanyetik ve

ferromanyetik maddelerin neden olduğu manyetik duyarlılık GE sekanlarında T2 kısalmasına neden olur. Bu manyetik duyarlılık yüksek teslalarda, kısa açılarda ve uzun TE değerlerinde daha belirgindir. SWI uzun TE, sadece faz şiftlerini ortaya koyan faz görüntüleme, yüksek rezolüsyon ve flow kompensasyonu nedeni ile normal GE'ye göre manyetik duyarlılığı daha iyi gösterir. SWI magnitude ve filtrelenmiş faz görüntüleme bir araya getirilir. Duyarlılık etki daha belirgin hale gelir. Deoxyhemoglobin, kan ürünleri, demir, kalsifkasyon ortaya konulur. Beraberinde faz bilgisi de mevcuttur. Oxyhemoglobin diamanyetik, deoxyhemoglobin paramanyetiktir. SWI deoxyhemoglobin içeren venöz yapıları iyi gösterdiği için blood oxygen level dependent (BOLD) venografi görüntüleme olarak da adlandırılır. SWI'da normal arteriyel damarlar time of fight etkileri ve olmayan T2* etkileri nedeniyle hiperintens görünürler [3, 6, 8, 9].

Faz görüntülemede deoxyhemoglobin, intraselüler methemoglobin, hemosiderin, ve ferritin, demir gibi paramanyetik maddeler positive faz şiftine yol açarken, kalsiyum, kemik mineralleri gibi diamanyetik maddeler negative faz şiftine neden olur. Magnitude olarak adlandırılan ana bilginin üzerine düşük frekansların filtrelendiği faz bilgiside eklenerek SWI oluşturulur. Manyetik duyarlılık etki daha da pekiştirilir. Bu görüntülerden de 3-10 mm kesit kalınlığı artırılarak minimum intensity projection algorithm (minIP) görüntüler de oluşturulur. Sinyal gürültü oranı minIP görüntülerde daha da artar ve venöz yapılar daha kolay izlenir. SWI'daki minIP görüntüler bir çeşit FLAIR benzeri görüntüdür. BOS baskılanmış ve T2* etkisi belirginleşmiş bir görüntüdür. Patolojiler daha iyi görülecektir. SWI incelemede deoxyhemoglobin, hemosiderin, ferritin, demir, kalsifikasyon hepsi hipointens izlenir. Faz görüntüde ise positif ve negative şift yapanlar birbirinden ayrılır. Diamanyetik olan negatif faz şifti gösteren kalsifikasyon, paramanyetik olan pozitif faz şifti gösteren yapılardan ayırılır. Faz şiftinde intensiteler MR ünitesinin sag elli veya sol elli olmasına göre değişir. Genelde sol elli ünitelerde kalsifikasyon siyah, paramanyetik olanlar beyaz kodlanacaktır. MR ünitesinin bilinmiyorsa koroid pleksus ve pineal bez gibi fizyolojik kalsifikasyonlara veya paramanyetik olan venöz yapılara bakılarak da kodlama tahmin edilebilir. Basal ganglionlarda oluşan, ferrokalsinosis, paramanyetik demir ve diamanyetik kalsiyumdan oluştuğu için sinyali yanıltıcı olabilir. Çoğunlukla paramanyetik özellik gösterir. Basal ganglionlardaki bu durum dentate nükleuslarda ve talamuslarda da izlenmektedir. Fahr hastalığında da benzer karışıklık olmaktadır. Simetrik görünüm olması ile kanamadan ayırt edilir. SWI'da küçük kalsifikasyonlar rahat değerlendirilirken büyük kalsifkasyonların değerlendirilmesinde karışıklığa neden olan aliasing artifaktına dikkat etmek gerekir. Bu yüzden kalsifikasyon için BT tercih edilebilir [3, 6, 8, 9].

Manyetik duyarlılık etki SWI'da normal T2* GE'ye göre daha fazladır. Enfarklarda hemorajik transformasyonu, yavaş akımlı vasküler malformasyonları (kavernom, kapiller telenjiektazi, gelişimsel venöz anomali) (Şekil 2), tümörlerde kanamayı, abselerde periferik hipointens halkadaki paramanyetik madde birikimini göstermektedir. Beyinde demir birikimi normal yaşlanma süresince ve pek çok nörodejeneratif hastalıklarda izlenebilir. SWI ile demir birikimi ölçülebilir. BT ve diğer MR sekanlarında zor görününen ventrikül çeperinde ve civarındaki kanamalar ve difüz aksonal zedelenmedeki beyindeki mirokanamalar SWI ile rahatlıkla ortaya konulur. Hipertansif ensefalopatide, serebral amiloid angiopatide, vaskülitlerde, septik ve yağ embolilerinde diğer olası tüm vaskülopatik süreçlerde beyindeki parankimal ve leptomeningeal kanamalar SWI ile rahatlıkla izlenebilir. İskemide ise deoksijene kan içeren vaküler yapılar daha belirgin izlenir. SWI izlenen bu belirgin damar işareti görünümü perfüzyon defekti olduğunu (penumbrayı) işaret eder (Şekil 3). Venöz sinüs thrombozlarında ve arteriyel thrombozlarda thromboze damarlar hipointens görünecektir (Sekil 4). SWI venöz thrombozları BT'den daha erken gösterecektir. Damarlardaki konjesyon, kollateral akımlar ve thromboze damarlar SWI ile izlenebilir. Bevin tümörlerinde yüksek gradeli tümörler yüksek vaskülariteye sahiptir ve kanamaya eğilimlidir. SWI'da damar veya kanama ayrımı yapılması zorluğunda kontrast öncesi ve sonrası SWI alınabilir. Damarsal yapılar sinyal değiştirirken kanama sabit kalıcaktır. SWI'da yağ ve hava hipointens görünmektedir. Bu yüzden dermoid kist rüptürü, yağ embolisi, pnömosefalus SWI'da hipointens izlenecektir. Yağ partikülleri SWI hipointens, faz görüntüde ise hiperintens izlenecektir [3, 6, 8, 9].

Manyetik inhomojenteye hassas olduğu için SWI'da temporal kemik ve paranasal sinüsler gibi hava-doku ara yüzlerinde artifakt sık görülür. Uzun bir sekans oluğu için hareket artifaktları da problem olabilir. Blooming artifact (ferromanyetik duyarlılık artifaktı), bazen ileri derecede anatomik bilgi kaybına neden olabilir. Anestesili çekimlerde özelllikle çoçuklarda deoksijene kan nedeniyle SWI hipointens izlenebilir. Hipoksi iskemik olay ile karıştırmamak gerekir. Konvansiyonel görüntülemeler dikkatli değerlendirilmelidir. SWI'da akut ve kronik kanamayı ayırmada zorluk yaşanabilir çünkü deoxyhemoglobin, methemoglobin, ferritin hemosiderin hepsi paramanyetiktir. Konvaniyonel MR ve BT görüntüler ile birlikte değerlendirilmelidir [3, 6, 8, 10, 11].

Fonksiyonel MRI (Arteriyel BOLD)

Ekoplanar görüntüleme olup T2* etkisi oldukça baskındır. Beynin önemli merkezlerini







noninvazif olarak ortaya koymak için yapılır. Sıklıkla tümör ya da vasküler malformasyonlarda operasyon öncesi dil merkezinin ve motor homonkulusun ortaya konması için yapılır. Fonksiyonel görüntüleme intraoperatif elektrokortikal stimulasyonun yerini alabilecek kadar iyi değil fakat cerrahi planlamaya yardımcı olmakta ve kranitominin süresini azaltmaktadır. Dominant dil merkezinin belirlenmesinde Wada testi yerine kullanılmaktadır. Dominant dil merkezlerinin saptanmasında fMRI ile invazif Wada testi arasında %90'nın üzerinde uyum mevcuttur [12-15].

Hastaya aktif ya da pasif hareketler yaptırılırılarak alınan task fMRI ve hasta hareketsiz

Sekil 2. A-C. Sağ serebellar arteriovenöz malformasyon (A) SWI mIP, (B) faz ve (C) BT angiografide izleniyor.

iken beynin networklerini ve konnektivitesini değerlendiren resting fmri mevcuttur. İkisi de BOLD görüntüleme esasına dayanır. Endojen kontrast bu incelemelerde deoxyhemoglobin'dir. En az 1,5 Tesla magnet gerekmektedir. T2* ve ekoplanar görüntüleme ile elde olunan görüntüler volumetrik T1 ağırlıklı anatomik görüntüler ile birleştirilir. BOLD sinyal alınan anatomik alanlar ortaya konur. Hareket oldukça nöronal aktivite artar ve o bölgede lokal kan akımı artar (neurovascular coupling). Takiben vasküler yapılarda oxyhemoglobin deoxyhemoglobin dengesi oxyhemoglobin lehine artar. Diamanyetik oxyhemoglobin azılması ve paramagnetik deoxyhemoglobinin azalması ile MR







sinyali oluşur. BOLD sinyali tamamen deoxyhemoglobine bağlı oluşur. Deoxyhemoglobine oranı arteriyel damarda %2'nin altında, venöz kanda %40 civarındadır. Task fmri'da on ve off şeklinde olguya belli süre ile hareket yapması ve ardından dinlenmesi söylenir. Hareket halinde ve dinlenirken oluşan eko sinyalleri arasında t testi yapılarak aktivite bölgesinin BOLD sinyali ortaya konur ve t değeri 4 ve üzeri anlamlı kabul edilir. Fonksiyonel MR T2* ağırlıklı EPI incelemedir. TE artıkça görüntünün kontrastı artacaktır. Manyetik heterojenitelere çok hassastır. Task fmri'da %1-5 arasındaki değişim görüntülenir. Harekete çok hassas bir incelemedir. Kooperasyonu zor olan hastalar,

Şekil 3. A-C. Diffüzyon görüntüde (A) sağ frontal ACA-MCA ortak sulama zonda akut enfarkt ve MTT haritada (B) geniş penumbra alanı olan olguda SWI mIP (C) görüntüde sag MCA sulama alanında deoxyhemoglobin içeren damarlar sola oranla daha belirgin izlenmektedir (belirgin damar işareti bulgusu).

motor aktiviteleri zor yapan olgularda pasif olarak motor hareketler yaptırılarak BOLD sinyallerin aynı bölgelerde oluşumu izlenebilir. Özellikle ayak hareketleri olguya pasif olarak yaptırılmalıdır. Motor tasklarda ardışık incelemede sağ ve sol taraf birlikte görüntülenebilir. Süreden tasarruf edilir ancak recruitment ve reorganizasyonu gibi nöronal plastisiteleri de ortaya koymak için hareketler olguya ardışık değil ayrı ayrı yaptırılmalıdır [12-15].

Tümörün bulunduğu alana yönelik task uygulanabilmesi için fonksiyonel nöroanatomi bilinmelidir. Dil merkezlerini görüntülemeye yönelik cümle tamamlama, kelime üretme, fiil bulma, zıt kelime bulma, motor homonkulus



Resim 4. A, B. (A) Solda derin gri cevherde ödem olan olguda SWI mIP görüntüde (B) sol ağırlık derin venöz yapılarda thromboz ve solda koroid pleksusta kanama izlenmektedir.



Resim 5. A, B. (A) Sağda primer visual alan hemen metastazın inferiorundadır. (B) Parietal bölgeye uzanan sekonder visual alan (dorsam stream) metastazın superioruna deplasedir.

için aktif ve pasif el, kol hareketleri ve pasif ayak hareketi, dil-ağız bölgesi motor alan için ağız açma kapama hareketi, episodik ve semantik hafizaya yönelik sorular, matematik işlemleri için hesaplamalar, duyma, retinotopi, nesne tanıma, visuospatial testler yaptırılarak ilgili alanlar ve koopere olgularda beyin networkleride görüntülenebilir. Uyaran görsel veya visual olarak verilebilir. Visual verilen testlerde primer ve sekonder görme alanları (ventral ve dorsal stream) ve frontal-parietal attention networkler rahatlıkla izlenecektir. Paradimler eğer duyusal verilirse duyma alanlarıda beraberinde izlenecektir (Şekil 5, 6) [12-15].

Aslında nöronal aktivite değil, ona bağlı serebral kan akım değişiklikleri inceleniyor. Dolayısıyla kan volümü, basal kan oksijenasyonu, basal metobolik hız, basal kan akımı, basal kan CO₂ seviyesi, kan basıncı, hematokrit, nöronal aktivite seviyesi, hormonal değişiklikler BOLD sinyal etkileyen fizyolojik faktörlerdir. ICA oklüzyonu olan tarafta BOLD sinyali alınamayacaktır. Hastanın kullandığı ilaçlar (antiepileptik ilaçlar) ve uyarıcılarda (kafein) sin-







yali etkileyecektir. Magnetik alan gücü, alınan sekanslar (SE ya da GE), TE değerleri, alıcı sargıların gücüde BOLD sinyali etkileyen dış etkenlerdir [12-15].

Fonksiyonel datayı değerlendirirken nöronal plastisite dikkat edilmelidir. Hemisferik fonksiyon kaybı karşı serebral hemisferin veya uzak bir başka bir bölgenin reorganizasyonu ile kompanse edilebilir veya ilgili bölgedeki fonksiyon kaybında lezyon çevresindeki alanlarda yoğun BOLD aktiviteleri izlenebilir (recruitment) (Şekil 6). Nörovasküler eşleşememe (neurovascular uncoupling-NUC) diğer bir sorundur. NUC'de false negative ve false positive BOLD sinyali alabiliriz. Sadece gri cev*Sekil 6. A-C.* (A) Sol frontal infiltratif glial kitlesi olan olguda dil merkezi bilateral olup her iki Broca's ve Wernicke's alanından BOLD sinyal alınmıştır. (B, C) Tümör lojunda sol Broca's alanında çok fazla BOLD sinyal recruitment lehinedir. Dil merkezinin bilateral olması reorganizasyon lehinedir.

her değil beyaz cevherden de sinyal alınabilir. Gri cevherde kan akımı 60-70 mL/100 g/dk ve beyaz cevherde 40-50 mL/100 g/dk'dır. Bu da bazen yanıltıcı olabilir. Yüksek teslalarda bu durum daha fazla görülmektedir [12-15].

Task fmri'da recruitment, reorganizasyon, NUC, gerçek fonksiyon kaybı durumlarında fmri datasını değerlendirmek güçleşebilir Recruitment ve reorganizasyon varlığı tümürün incelenen bölgeye oldukça yakın veya infiltre olduğunu gösterir. Operasyon öyküsü olan olgularda fMRI'da duyarlılık artifaktı nedeniyle false negatif sonuçlar izlenebilir. NUC'de sonuçlar false pozitif veya negatif olabilir. NUC veya gerçek fonksiyon kaybı ayrımı için klinik bilinmeli. NUC hiperperfüze tümörlerde daha sık rastlanır ancak hipoperfuze tümörlerde de izlenebilir. Yüksek gradeli tümörlerde anormal vasoaktivite ve permebilite artışı ve düşük grade tümörlerde astrositik disfonksiyon NU-C'den sorumludur. NUC ortaya koymak için nefes tutmalı (Breath-hold fMRI) fonksiyonel incelemede yapılabilir. Breath-hold fMRI serebrovascular reserve kapasiteyi de ortaya koymak için kullanılabilir [12-15].

Dil merkezlerinin belirlenmesinde nöronal plastisite (recruitment ve reorganizasyon) olasılığı nedeniyle, olgu ile konuşulmalı ve konuşma hikayesi sorgulanmalıdır. Arada kalınan durumlarda intraoperative kortikal mapping önerilmelidir. Dil merkezlerine yakın yerleşimli düşük gradeli tümörlerde tümörlerde dil merkezlerinde bilateralite ve sağ lateralite daha fazla görülür [12-15].

Resting fMRI spontan BOLD olarak da adlandırılabilir. Hasta hareketsizdir. Ancak bevinde her daim aktivite mevcuttur. Task fmri'da metobolizmada %5 değişim izlenirken resting fmri'da task olmayıp hasta hareketsiz iken solunum ve kalp hareketinden farklı beynin fizyolojik fluktasyonları (0,01-0,10 Hz) görüntülenir. Aynı anda fluktasyon yapan bölgeler ortaya konarak networkler görüntülenir. Olguya çekim sırasında gözlerini kapaması veya bir noktaya bakması söylenir. Beynin fonksiyonel konnektivitesini ortaya koyar. Beyinde pek cok network mevcuttur [auditory, somotosensory, language, frontoparietal attention, default mode network, primer visual alanlar, sekonder visual alanlar (ventral visual stream-object/face recognition ve dorsal visual stream-visuospatial fonksiyonlar, motion perception), salience, medial temporal/limbic network (ögrenme ve hafiza), ve serebellum]. Default mode network ve salience network resting fMRI'da izlenir. Task fMRI (cognitive tests) sırasında default mode network'de sinyal azalır. Resting fMRI ile AD, bilinci bozuk olgularda, nörolojik ve psikiyatrik olgularda beynin yapısal konnektivite bozuklukları araştırılır. Tumor ve epilepsi hastalarında da uygulanmaya başladı. Epilepsi hastalarında operasyon için displastik korteksin konnektivitesi olup olmadığı araştırılır (Sekil 7). Language lateralizasyonun belirlenmesinden task fmri ile karşılaştırmalı çalışmaları devam etmektedir [16, 17].

Demir Yükü Görüntüleme

MR görüntüleme, karaciğer, kalp, dalak, pankreas ve hipofiz bezi gibi çeşitli organlarda fazla demir birikimini tespit etmek ve ölçmek için kullanılabilir. Aşırı demir yükü, kalıtsal hemokromatoz ve talasemi intermedia, demir metabolizmasındaki bozuklukları veya uzun süreli transfüzyon tedavisi gibi demir emilim bozukluklarından kaynaklanabilir. Demir dokular için toksiktir. Aşırı demir yükü flebotomi veya demir şelasyon tedavisi ile tedavi edilir. Bu tedavilerin uygunluklarının değerlendirmek, izlemek ve yanıtı belirlemek için demir içeriğinin miktarının belirlenmesi önemlidir. Geleneksel olarak, serum ferritin seviyesi ölçülebilir ve doğrudan karaciğer biyopsisi yapılabilir. Ancak, karaciğer biyopsisi invazivdir ve ferritin ölçümleri organ demir depolarıyla zayıf bir şekilde ilişkilidir. MR görüntüleme, çeşitli organlarda aşırı demir yükünü ölçmenin yeni invaziv olmayan bir yoludur.

Demirin ferritin and hemosiderin'den oluşan yüksek mokelüler ağrlıklı birleşenlerin manyetik duyarlılık etkisi fazla olup demir içeriği ile orantılı olarak GE sekanslarında dokuların T2* süresini belirgin kısaltır. Dokulardaki demir birikimi ölçmek için iki yöntem kulllanılmaktadır. Sinyal intensite oranı ve Relaksometre. İkisinde de SE ve/veya GE sekansları kullanılır.

Sinyal intensite oranında karaciğer ve dalaktaki sinyal kas veya yağdaki sinyal ile oranlanır. Farklı TE'li GE sekansları alınır (T1, intermediate T2, long-TE T2) ve birde T1A SE alınır. Bu sinyaller ölçülerek dokulardaki demir hesaplanır.

Relaksometride demirin neden olduğu transvers relaksasyon T2 or T2* ve relaksasyon hızları R2 (1/T2) ve R2* (1/T2*) sırasıyla SE ve GE sekanslarında ayrı ayrı hesaplanır ve yine farklı TE değerlerinde ölçümler yapılır. Farklı yöntemler ile yapılan ölçümlerde kalbin ejeksiyon fraksiyon demir brikimile orantılı olarak azalmakta, karaciğerdeki demir birikimi de biyosi sonuçları ile uyumlu bulunmuştur.



Resim 7. A-D. (A) Resting fmri'da ROI to ROI analiz ile depresyon hastalarında salience ile default mode network bölgeleri arasında artmış konnektiviteler (kırmızı), serebellum ile default mode network bölgeleri arasında da azalmış (mavi) konnektiviteler izlenmektedir. (B-D) 2,5 yaşında hemimegoensefali şeklinde displazisi bulunan olguda seed to voxel analiz yöntemi ile resting fmri incelemesinde salience networke ait anterior cingulum ile parietal occipital temporal bölgedeki geniş serebral displazi arasında konnektivitenin olmadığı izlenmektedir.

Sinyal intensite oranı relaksometri yöntemlerinden daha hızlıdır ancak demir içeriği değerlendirmesinde sınırı dardır ve sonuçları daha az kesindir. R2* kullanılan yöntemler, R2 kullanan yöntemlere göre daha hızlıdır ve düşük demir içeriğine daha duyarlıdır fakat manyetik duyarlılık artifaktı daha fazladır [3, 6].

Aynı şekilde Alzheimer hastalarında, neurodegeneration associated with brain iron accumulation sendromlarında (NBIA), karotid plaklarda demir birikimi GE T2* ile ortaya konmaktadır.

Demiroksit partiküller vasküler, moleküler ve selüler MR görüntülemede kullanılan kontrast ajan gruplarındandır. Okside demir partikülleri boyutlarına ve demir oksit kor etrafındaki yapılarına göre farklı yarılanma ömrü ve doku özelliklerine sahiptirler ve buna göre kategorize edilmektedirler. Büyük partiküller retiküloendotelyal sistemin organları olan dalak, karaciğer ve kemik iliği gibi dokuların fagositoz yapan hücreleri olan makrofajlar tarafından hızlıca tanınıp endositoz ile hücre içine alınırken, küçük partiküller özellikle vasküler geçirgenliği artmış ya da bütünlüğü bozulmuş dokularda endotel hücreleri arasında pasif olarak dokulara geçebilirler. Bu dokularda ise inflamatuar hücreler içerisinde birikerek yüksek konsantrasyona ulaşabilirler. İnflame dokularda ya da tümör hücrelerinde yüksek konsantrasyona ulaşan ultraküçük boyutlarda iron oksit partiküller süpermagnetik etkileri ile transvers relaksasyon zamanını belirgin kısaltarak T2 ya da T2* ağırlıklı sekanslarda sinyal kaybına neden olurlar. Böylece inflamasyonun mevcut olduğu doku MRI'da görülebilir hale gelir [18].

SONUÇ

T2* relaksasyon GE sekanslarında spin-spin relaksasyon and magnetik alan inhomojenitesi ile birlikte transverse magnetization kaybolmasıyla oluşur. Manyetik duyarlılık T2* etkinin daha hızlı oluşmasına neden olur. GE sekanlarında T2* ağırlıklı görüntü küçük flip açısı, uzun TE, ve uzun TR ile oluşur. T2* GE sekanslar ile kanama, kalsifikasyon ve pek çok dokudaki demir brikimi gösterilebilir. T2* kontrast SWI, MR perfüzyon, fonksiyonel MR ve demir yükü görüntüleme gibi pek çok MR tekniğinin temelini oluşturmaktadır.

Kaynaklar

- Allisy-Roberts P, Williams J. Fart's physics for medical imaging. Philadelphia: Saunders Ltd.; 2007.
- [2]. Stark DD, Bradley WG, Bradley WG. Magnetic resonance imaging. Missouri: Mosby Inc.; 1999.
- [3]. Chavhan GB, Babyn PS, Thomas B, Shroff MM, Haacke EM. Principles, techniques, and applications of T2*-based MR imaging and its special applications. Radiographics 2009; 29: 1433-49. [Crossref]
- [4]. Schenck JF. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. Med Phys 1996; 23: 815-50. [Crossref]

- Magnetic susceptibility of the elements and inorganic compounds (Fermi National Accelerator Laboratory).
- [6]. Tang MY, Chen TW, Zhang XM, Huang XH. GRE T2*-weighted MRI: Principles and clinical applications. Biomed Res Int 2014; 2014: 312142. [Crossref]
- [7]. Poustchi-Amin M, Mirowitz SA, Brown JJ, McKinstry RC, Li T. Principles and applications of echo-planar imaging: A review for the general radiologist. Radiographics 2001; 21: 767-79. [Crossref]
- [8]. Halefoglu AM, Yousem DM. Susceptibility weighted imaging: Clinical applications and future directions. World J Radiol 2018; 10: 30-45. [Crossref]
- [9]. Yamada N, Imakita S, Sakuma T, Takamiya M. Intracranial calcification on gradient-echo phase image: Depiction of diamagnetic susceptibility. Radiology 1996; 198: 171-8. [Crossref]
- [10]. Bosemani T, Verschuuren SI, Poretti A, Huisman TAGM. Pitfalls in susceptibility-weighted imaging of the pediatric brain. J Neuroimaging 2014; 24: 221-5. [Crossref]
- [11]. Haacke EM, Reichenbach JR. Susceptibility weighted imaging in MRI: Basic concepts and clinical applications. New Jersey: John Wiley & Sons; 2014.
- [12]. Bizzi A, Biasi V, Falini A, Ferroli P, Cadioli M, Danesi U, et al. Presurgical functional MR imaging of language and motor functions: Validation with intraoperative electrocortical mapping. Radiology 2008; 248: 579-89. [Crossref]
- [13]. Hill VB, Cankurtaran CZ, Liu BP, Hijaz TA, Naidich M, Nemeth AJ, et al. A practical review of functional MRI anatomy of the language and motor systems. Am J Neuroradiol AJNR 2019; 40: 1083-90. [Crossref]
- [14]. Tieleman A, Deblaere K, Van Roost D, Van Damme O, Achten E. Preopertive fMRI in tumour surgery. Eur Radiol 2009; 19: 2523-34. [Crossref]
- [15]. Drobyshevsky A, Baumann SB, Schneider W. A rapid fMRI task battery for mapping of visual, motor, cognitive and emotional function. NeuroImage 2006; 31: 732-44. [Crossref]
- [16]. Power JD, Schlaggar BL, Petersen SE. Studying brain organization via spontaneous fMRI signal. Neuron 2014; 84: 681-96. [Crossref]
- [17]. Rolinski R, You X, Gonzalez-Castillo J, Norato G, Reynolds RC, Inati SK, et al. Language lateralization from task-based and resting state functional MRI in patients with. Hum Brain Mapp 2020; 41: 3133-46. [Crossref]
- [18]. Stirrat C, Vesey A, McBride O, Robson J, Alam S, Wallace W, et al. Ultra-small superparamagnetic particles of iron oxide in magnetic resonance imaging of cardiovascular disease. J Vasc Diagn Interv 2014; 2: 99-112. [Crossref]

Manyetik Duyarlılığa Dayalı Görüntüleme Teknikleri

Banu Karaalioğlu, Ayşe Aralaşmak

Sayfa 230

T2* bir transverse relaksasyondur ve gerçek T2'den daha az ya da yarısı kadardır. Ortam inhomojenitesinde dolayı tranvers düzlemdeki manyetizasyon normal T2'den daha kısa zamanda kaybolur. Bu yüzden T2* 'gözlenenen' ya da 'efektif' T2 olarak, normal T2'de 'natural' ya da 'gerçek' T2 olarak adlandırılır.

Sayfa 231

Negative duyarlılığa sahip diamanyetik maddeler manyetik alan dışına doğu itilirken, pozitif duyarlılığa sahip paramanyetik, superparamanyetik ve ferromanyetik maddeler manyetik alan içine çekilir.

Sayfa 231

GE'da T2* etki ise uzun TE, uzun TR ve kısa flip açıları ile mümkündür. Magnetin tesla gücü ve voksel boyutu artıkça T2* etki belirginleşir. Bu yüzden iki boyutlu GE sekansları üç boyutlu GE sekanslarına göre manyetik inhomeniteyi daha iyi gösterir.

Sayfa 232

Faz görüntülemede deoxyhemoglobin, intraselüler methemoglobin, hemosiderin, ve ferritin, demir gibi paramanyetik maddeler positive faz şiftine yol açarken, kalsiyum, kemik mineralleri gibi diamanyetik maddeler negative faz şiftine neden olur.

Sayfa 237

Fonksiyonel datayı değerlendirirken nöronal plastisite dikkat edilmelidir. Hemisferik fonksiyon kaybı karşı serebral hemisferin veya uzak bir başka bir bölgenin reorganizasyonu ile kompanse edilebilir veya ilgili bölgedeki fonksiyon kaybında lezyon çevresindeki alanlarda yoğun BOLD aktiviteleri izlenebilir (recruitment). Nörovasküler eşleşememe (neurovascular uncoupling- NUC) diğer bir sorundur. NUC'de false negative ve false positive BOLD sinyali alabiliriz. Sadece gri cevher değil beyaz cevherden de sinyal alınabilir. Gri cevherde kan akımı 60-70 mL/100 g/dk ve beyaz cevherde 40-50 mL/100 g/dk'dır. Bu da bazen yanlıtıcı olabilir. Yüksek teslalarda bu durum daha fazla görülmektedir.

Sayfa 238

Resting fMRI spontan BOLD olarak da adlandırılabilir. Hasta hareketsizdir. Ancak beyinde her daim aktivite mevcuttur. Task fmri'da metobolizmada %5 değişim izlenirken resting fmri'da task olmayıp hasta hareketsiz iken solunum ve kalp hareketinden farklı beynin fizyolojik fluktasyonları (0,01-0,10 Hz) görüntülenir. Aynı anda fluktasyon yapan bölgeler ortaya konarak networkler görüntülenir. Olguya çekim sırasında gözlerini kapaması veya bir noktaya bakması söylenir. Beynin fonksiyonel konnektivitesini ortaya koyar.

Manyetik Duyarlılığa Dayalı Görüntüleme Teknikleri

Banu Karaalioğlu, Ayşe Aralaşmak

- 1. SWI'da Faz kodlamalı görüntülemede hangisi negatif faz şiftine sebep olur?
 - a. Kalsiyum
 - b. Deoxyhmeoglobin
 - c. Ferritin
 - d. Hemosiderin
 - e. Demir
- 2. Fonksiyonel MR ile ilgili hangisi doğrudur?
 - a. T2* görüntülemedir.
 - b. Eko planar görüntülemedir.
 - c. Arteriyel BOLD görüntülemedir.
 - d. Nöronal aktiviteye bağlı kan akım değişikleri görüntülenir.
 - e. Hepsi
- 3. Manyetik duyarlılık etki hangisinde azalır?
 - a. Yüksek teslalarda
 - b. Kısa flip açısında
 - c. Kalın kesitlerde
 - d. Kısa TE
 - e. SWI
- 4. Resting fmri'da izlenen task fmri'da sırasında izlenmeyen network hangisidir?
 - a. Default mode network
 - b. Primer visual network
 - c. Visual assosiasyon alanları
 - d. Auditory network
 - e. Frontoparietal attention network
- 5. T2* dayalı MR perfüzyon tekniği hangisidir?
 - a. DSC MR perfüzyon
 - b. ASL perfüzyon
 - c. Permeabilite haritalama
 - d. Hepsi
 - e. Hiçbiri



Trd Sem 2020; 8: 243-260

Perfüzyon MR Görüntüleme

Soheil Sabet¹ 💿, Nagihan İnan Gürcan² 💿

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- MR Perfüzyon görüntüleme yöntemleri, avantaj ve dezavantajları
- MR Perfüzyon görüntüleme yöntemlerinin temel fizik prensipleri
- MR Perfüzyon görüntülemede protokol seçimi
- MR Perfüzyon görüntülemede sorunlar ve çözümler
- Klinik kullanım alanları

Sabet S, İnan Gürcan N. Perfüzyon MR Görüntüleme. Trd Sem 2020; 8: 243-260.

GİRİŞ

Perfüzyon, belli bir zamanda (dakika) dokunun belli miktarının (100 gr) kapiller yatağından geçen kan miktarı (mL) olarak tanımlanır. Bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG), ultrasonografi (US) veya sintigrafik yöntemlerle ölçülebilen perfüzyon, parankimde kapiller yatağa dağılan kanın denge durumunu ölçmektedir. Perfüzyon sadece kan akım hızı yada hacmine bağlı olmayıp dokunun kapiller yatağının yapısından da etkilenmektedir. Tüm organlara genellendiğinde tümör anjiogenez ve neovaskülarizasyonun değerlendirilmesinde kullanılabilecek önemli bir metoddur [1, 2].

MRG, BT'ye göre yavaş ve daha pahalı bir yöntem olması yanında kalp pili gibi kontrindike durumlarda yapılamamaktadır. İyonizan radyasyon içermemesi önemli avatajıdır. Gadolinyumun (Gd), kontrast nefropatisi riski nedeyle iyotlu kontrast madddeye tercih edilmektedir. Ancak böbrek yetmezliği hastalarında nefrojenik sistemik fibrosis (NSF) riski akılda tutulmalıdır. BT perfüzyonda kullandığımız iyotlu kontrast ile haunsfield unit (HU) değeri arasında lineer ilişki vardır. Ancak MR perfüzyondadaki (MRP) Gd konsatrasyonu ile sinyal intensite (SI) arasındaki ilişki lineer değildir. Bu da MRP'de quantitatif perfüzyon ölçümlerinin yapılmasını komplike hale getirmektedir [1, 3].

DİNAMİK KONTRASTLI MRP

ASL ve DSC-MRP tekniklerinin nöroradyolojik uygulamalarda kullanımı oldukça yaygındır. Ancak her iki tekniğin andominal bölge uygulamaları henüz erken evrededir. Günlük rutinde kontrast sonrası arteryel, portal ve geç venöz faz dinamik görüntüler özellikle karaciğer lezyonlarını değerlendirmede rutin olarak

¹Gayrettepe Florence Nightingale Hastanesi, Radyoloji Kliniği, İstanbul, Türkiye ²Demiroğlu Bilim Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

🖂 Nagihan İnan Gürcan • nagihaninan@yahoo.com.tr

kullanıyoruz. MRP'de ise daha yüksek temporal rezolüsyonda dinamik kontrastlı görüntüler elde ediyoruz Bu yöntem, temelinde mikrovasküler bozukluk olan bir çok farklı patolojide kullanılmaktadır [1].

Temel prensip, kontrast enjeksiyonu sonrasında aynı kesitin tekrarlayan görüntülenmesi ve SI değişikliğinin toplanmasıdır. Kontrastlanmanın kinetiği lokal sirkülatuar sisteme, enjeksiyon hızı, dozu, kontrast konsantrasyonu ve kullanılan kontrast ajana göre değişir. Burada temelde amaç doku yada lezyon içeriğindeki akımın ve endotel permeabilitesinin ölçülmesidir. Bu iki ana fenomen yani kontrastın kapiller sistemde perfüzyonu ve interstisyel alanda toplanması aynı anda gerçekleşmektedir. Farklı iki sürecin farklı kinetikle ancak aynı zamanda olması bazı karışıklıklara yol açar. İnterstisyel kaçağın olmadığı pür doku perfüzyonu esnasında kontrast maddenin davranışı; arteryel sistemden kapiller sisteme girmesi, kapiller ağdaki sirkülasyon ve venöz ağdan çıkış olmak üzere üç faza ayrılabilir. Kontrastin interstisyuma geçişi ki patolojilerde izlenmektedir, dokunun perfüzyonuna, permeabiliteye ve ekstraselüler-ekstravasküler alan volümüne bağlıdır. Ekstraselüler alanda Gd toplanması özellikle ilk 90 sn'de hızlı olduğundan bu faz önemlidir. Toplanma hızı kontrast konsantrasyon farkı (konsantrasyon gradyenti), permeabilite (P) ve total yüzey alanı (total surface area, S) ile orantılıdır. Kapiller yataktan dışarı çıkan Gd güçlü dipol-dipol etkileşimi oluşturarak T1 relaksasyon süresinin kısalmasına ve T1 ağırlıklı (A) görüntülerde SI yükselmesine sebep olmaktadır. Görüntülemede kabaca imaj kazanımı yani görüntüleme protokolü seçimi (görüntüleme planı, sekans seçimi, temporal-uzaysal rezolüsyon, anatomik kapsam, vs.) ve data analizi (parametrik olmayan ve parametrik metodlar) olmak üzere iki ana basamakta özetlenebilir [1-6].

İmaj Kazanımı: Görüntüleme parametrelerinin seçiminde anatomik kapsam, uzaysal ve temporal rezolüsyon arasındaki denge önemlidir. Son yıllarda yüksek performanslı gradyentler ve paralel görüntüleme yöntemlerindeki gelişmeler sayesinde tüm karaciğer iyi bir uzaysal ve temporal rezolüsyon ile görüntülenebilmektedir. İmaj kazanım protokolü merkezden merkeze değişmektedir. 1,5T veya 3T cihazda, tek kesit 2D spoiled gradient recalled echo sequence (SPGR), çok kesitli 2D SPGR (sequential, interleaved) veya tek thin slab 3D sekanları ile aksiyel veya koronal planda, parsiyel veya tüm organı kapsayacak şekilde, paralel görüntüleme (faktor: 2-3) tekniği kullanılarak elde edilebilir. 3D kazanım tüm karaciğeri kapsadığından fokal herhangi bir lezyonu atlamamak için önemlidir. 3D tekniklerin aynı zamanda yüksek sinyal gürültü oranı (signal noise ratio, SNR) avantajıda bulunmaktadır. Ancak anatomik kapsamın artması temporal rezolüsyonun azalmasına neden olur. Parametrik ölçümler için önemli nokta kesitlerin mutlaka major bir arteri (aorta) ve veni (VKİ, PV) içermesi gerekliliğidir. Inflow artefaktları minumuma indirmek için ve arteriyel input function (AIF) alabilecek şekilde yani karaciğer için aorta ve portal veni aynı imajda görüntülemek için aksiyel veya koronal oblik görüntülemeyi tercih ediyoruz. Solunum hareketi ciddi anlamda imaj kalitesini etkileyebilir. Günümüzde imaj kazanımının nefes tutmalımı yoksa sakin nefesli mi yapılacağı tartışma konusu. Büyük ölçüde hareket etkilerini minumuma indirmek için ilk nefes tutmalı sonra sakin serbest nefes (motion correction) tercih edilmektedir. Böylece hızlı kesintisiz yüksek temporal rezolüsyonda imaj kazanımı olabilmektedir. Ancak sıklıkla görüntülerin motion correction teknikleri ile sıraya dizilmesi gereklidir. Ayrıca solunum plan boyunca non-lineer doku deformasyonuna yol açar ki bunun üstesinden gelmek pek mümkün değildir. Bu nedenle görüntülemenin nefes tutmalı (2-3 data set) yapılması hareket artefaktlarının engellemek açısından önemlidir. Görüntüler genellikle eksprasyonda nefes tutmalı alınır sonrasında kısa bir normal nefesin ardından yine nefes tutmalı olarak tekrarlanır. Nefes tutmalı yöntemin dezavantajı devamlı kazanım olmadığından temporal rezolüsyon azalır. Temporal rezolüsyonu arttırmanın diğer bir metodu ise 2-3 data set kazanım tek nefes tutmada yapılır. Bu yöntemde hastanın yaklaşık 40-60 sn nefes tutması gerekir ve böylelikle Gd'un ilk pasajı değerlendirilir [1, 4].

Günlük pratikte kullandığımız kontrast ajanlar sınırlı sayıdadır ve bunlar ekstrasellüler difüzyonu olan küçük moleküllerdir. Kolaylıkla interstisyuma difüze olurlar ve ardından böbrek yoluyla hızla atılırlar. Makromoleküler veya partiküler (iron oksit) birçok farklı kontrast ajan ile yapılan çalışmalar mevcut. Bunların kullanımı ile intrakapiller akım kompanenti analiz etmek daha kolay çünkü interstisyel alana geçiş oranları kısıtlıdır. Bu ajanları tümör vaskülaritesi gibi daha büyük kompanentli geçişleri analiz etmede daha avantajlıdır. MRP'da düşük moleküler ağırlıklı Gd-şelatları 20 G IV kanül ile antekübital vene pompa ile yapılmaktadır. Standart tek doz [0,1 mmol/kg, 2-5 cc/ sec (10 mL)] veya dual yöntemle [0,01 mmol/ kg, 2-5 cc/sec (AIF) ve 0,1 mmol/kg, 2-5 cc/sec (tümör)] verildikten sonra 20 mL SF verilmektedir. Ardından 3-5 sn aralıklı, 3-5 dk temporal rezolüsyon ile görüntüler elde edilmektedir [1].

Data analizi: İmaj kazanımının ardından ikinci basamak elde edilen datanın analizidir.

EĞİTİCİ NOKTA

Parametrik olmayan metodlar (Semiquantitative parametreler): Bu vöntemde sadece ilgilenilen alandaki SI değişiklikleri analiz edilir. Parametrik yöntemlerde önemi olan eş zamanlı aorta ve portal vendeki değişiklik ile ilişkili değildir. Perfüzyon dokunun kontrastlanma hızı ile tahmin edilebilir. Bu yöntemde genelde ilk başlangıçtaki hızlı kontrastlanmadan üretilen parametreler kullanılır (Resim 1). Temporal rezolüsyonun düşük olması gürültülü ölçümlere neden olur. Bu proble m total AUC ve ortalama SI değişikliği hesaplanması ile çözülebilir. Kolay uygulanabilir, hızlı olması, AIF gibi zaman gerektiren teknikler gerektirmemesi ve farmokokinetik (FK) modele ihtiyaç olmaması gibi avantajları mevcut. Ancak mutlak olmaması, tekrarlanabilirliğinin kısıtlı olması ve SI bağımlı olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. SI bağımlı olduğundan MR kazanım parametreleri (cihaz, sekans, kazanım parametreleri, farklı kontrast dozu ve hızı) ve kardiyak out-put'tan etkilenmesi dezavantajlarıdır. Elde edilen parametreler her ne kadar direkt olarak fizyolojik bilgi sağlayan vasküler



Resim 1. SI-zaman eğrisi.

permeabilite veya kan akımı gibi parametreler değilsede bunlarla korele aşağıdaki parametreler elde edilebilmektedir [5].

To: Onset time: Bolus arrival time: Kontrastın ulaşma zamanı (sn)

TTP: Time to peak: Maksimum kontrast piki için geçen zaman (sn)

Max enh: Maximum enhancement: Maksimum kontraslanma (%)

Washin slope: Initial upslope: Kontrastlanma eğimi

Washout slopedown slope: Kontrasttan yıkanma eğimi

Washout rate: Kontrasttan yıkanma hızı

AUC: Area under the curve: Eğri altındaki alan

Parametrik metodlar (Quantitative parametreler): Bu metod ile hasta ve çekim değişkenliklerinin engellenmesi için FK model kullanılır. Literatürde bu analiz için birçok farklı FK model mevcut. Bu model temel olarak arteryel besleyicinin kontrastlanma kinetiğini de dikkate alır. Voksel geçirgen olmayan arterden beslenen geçirgen kapillerlerden oluşmaktadır. Bu geçirgen kapillerlerden Gd kontrast madde interstisyel alana geçer ve sonrasında vokselden geçirgen olmayan ven tarafından temizlenir. Ancak bu kapiller damarların ve interstisyel alanın görüntülenmesi MRG'nin rezolüsyon sınırlarının ötesindedir. Burada ölçülen kontrastın ortalama konsantrasyonunun zamana göre değişimidir ki buda SI ile ölçülür. Quantitatif metodlarda bilginin quantifikasyonu için üç ana basamak vardır. 1) SI üzerinden Gd konsantrasyonunun hesaplanması, 2) AIF hesaplanması, 3) FK model üzerine uygulama [1, 5].

SI'den Gd konsantrasyonunun hesaplanması: Quantitatif analiz yapmak için voksel içerisindeki kontrast konsantrasyonunu bilmek gereklidir. Bu BT'de direkt yapılabilmektedir, çünkü HU değerleri iyot konsatrasyonu lineer ilişkilidir. MRG'de ise SI birçok faktörden etkilenmektedir. Gd konsantrasyonu ve SI ilişkisi lineer kabul edilirse konversiyon şu formül ile hesaplanır: C=k(S-So)/So [S: Postkontrast SI, So: Prekontrast SI, k: sabite (KC: 0,395; Kan: 0,201)]. Gd konsantrasyonu ve SI ilişkisi nonlineer kabul edilirse ise konversiyon için prekontrast T1A değerlerini bilmek gerekir. Bunun için T1-haritalama (T1 mapping) teknikleri veya farklı Gd konsantasyonlarında fantom kullanılması gerekir. Basitçe bir vokseli düşünürsek eğer kontrast madde ani olarak kapiller sisteme enjekte edilirse ki buna matematiksel olarak impulse diyebiliriz, kontrast kapiller sistem ve interstisyuma dağılır ancak %100'ü voksel içerisindedir. Sinyalin azalması kontrastın %70'inin venüle geçmesiyle gerçekleşir. Bundan sonraki azalma permeabilite ve kan akımına bağlıdır. Bu modelde kontrastın kapiller sisteme impulse olarak yani ani olarak girdiği kabul edilmektedir. Oysa gerçekte kontrast besleyici damardan zamana göre değişen konsantrasyonda kapiller sisteme girmektedir. Yani besleyici arterdeki konsantrasyon-zaman eğrisi kısa zaman aralıklarında kapiller sisteme gönderilen ayrı ayrı impulse serisi olarak kullanılır. Besleyici damarın konsantrasyon-zaman eğrisi yani AIF biliniyorsa matematiksel konvolusyon işlemleri ile dokudaki konsantrasyon-zaman eğrisi elde edilebilir. Yani FK model uygulayabilmek için besleyici arterdeki kontrastin kinetik bilgisi gerekir [4, 6].

AIF hesaplanması: AIF kontrast maddenin zamanlaması ile ilgili bir parametredir. Kontrast maddenin enjeksiyon süresi/miktarı, hastanın fizyolojik durumu gibi birçok parametreden etkilenmektedir ve bu nedenle gerçek AIF saptanması zordur. Günümüzde AIF belirleme teknikleri: Altın standart AIF, Populasyon-tabanlı AIF, Kişiye özel AIF, Referans doku bazlı AIF ve Tahmini AIF olamak üzere beş guruptur. Altın satndart yöntemde AIF kazanım sırasında alınan kan örnekleri ile saptanır. İnvaziv bir yöntem olması ve temporal rezolüsyonun düşük olması başlıca dezavantajıdır. Populasyon tabanlı yöntemde AIF küçük gruptan alınan kan örneklenmesi ile saptanır.

Karaciğer dual dolaşıma sahip olduğundan portal venden de SI-zaman eğrisinin elde edilmesi gerekir ki buda VIF olarak isimlendirilir. İki input function ölçüm gerekliliğini azaltmak için birçok basit yöntem sunulmuştur. Bazı yazarlar venöz beslenmenin (özellikle bazı tümörlerde) veya arteryel beslenmenin (örneğin karaciğerde) göz ardı edilebileceği önerilmektedir. Bazı yazarlar ise popülasyonun ortalama ölçümlerinin kullanılmasını önermektedir [4, 5].

FK model üzerine uygulanması: Literatürde sunulmuş farklı birçok FK model mevcut. Kullanılan FK modele göre elde edilen parametreler değiştiğinden klinik çalışmalarda seçilen kinetik model önemlidir. Günümüzde hangi kinetik modelin en iyi olduğu konusunda halen ortak bir konsensus yoktur. Eldeki yazılım, ilgili dokunun fizyolojisi, hastalığın patofizyolojisi, MRP tekniği ve çekim kalitesine (uzaysal ve temporal rezolüsyon) bağlıdır. FK modeller, kompartman ve distributed (dağıtılmış) modeller olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır. Kontrastın farmokokinetiği Tofts ve ark. [7] tarafından tanımlanan iki kompartman modeli kullanılarak açıklanabilir. Sonuç olarak seçilen modele göre aşağıdaki parametreler elde edilmektedir

F_T. Doku kan akımı (mL/min/100 mL)

Fp: Perfüzyon veya plazma akımı (mL/ min/100 mL)

v_n: Plazma volümü (mL)

 v_{e}^{P} : İnterstisyel volüm (mL)

PxS (PS): Permeability suface area product (mL/min/100 mL)

Ktrans: PS x plazma perfüzyon hızı (mL/ min/100 mL)

MTT: Ortalama geçiş zamanı (sn)



Resim 2. A-D. (A) Mid gland düzeyinde sağda prostat karsinomu olan olgunun kitlesi difüzyon trace görüntülerde belirgin hiperintens, (B) ADC haritalarında belirgin hipointens izleniyor. (C) Kitleden non-parametrik ve (D) parametrik yöntemlerle elde edilen perfüzyon bilgisini yansıtan parametreler izlenmekte.

Klinik uygulamalar: Bu teknik nöroradyolojik uygulamalar dışında meme [8-11], karaciğer [12-20], pankreas [21], böbrek [22-27], prostat [28-32], serviks [33] ve rektum [34] tümörlerinin değerlendirilmesinde yaygın kullanılmıştır. Genel olarak tümoral dokuda sinüzoidal hücreler prolifere olur ve fenestrasyon kaybı ile kapillerizasyon gelişmektedir. Böylece kontrast maddenin sinüsoidal alan ve interstisyel alan arasındaki geçişi bozulur. Tümör büyümeye devam ettiğinde yeni damarların oluşma hızı artar (neovaskülarizasyon). Parametrik metodlardan elde edilen K_{trans} değeri yani vasküler alandan interstisyel alana taransferi tanımlayan bu parametre sıklıkla doku perfüzyonu yerine kullanılır [28, 31]. Rektal [20, 34] ve pankreas [21] kanseri olgularındaki tedaviden sonraki K_{trans} değerindeki artış cevabın göstergesi olarak kullanılmaktadır. Yine serviks [33] ve böbrek [27] kanserli olgularda tedavi öncesi yüksek K_{trans} değeri veya bu değerin tedavi sonrası %40'ın üzerinde azalma göstermesi daha iyi survival ile ilişkili olduğu çalışmalarda raporlanmıştır. Prostat kanserli olgularda tümörün agresivitesini ön görmeye yönelik yapılan çalışmalarda [28-32], K_{trans}, K_{ep} ve iAUG gibi parametrik değerlerin malign tümörlerlerde malign tümörlerde yüksek olduğu bildirilmiştir (Resim 2).

Memede yaygın olarak kullanılan semiquantitatif metodlarla elde edilen SI-zaman eğrisindeki kontrastlanma ve kontrasttan yıkanma paternidir. Ancak quantitatif metodlar kullanılarak yapılan birçok farklı çalışmada kanserli dokudaki kontrastlanma paterni ile vasküler yoğunluk arasında korelasyon gösterilmiştir. K_{trans}, K_{ep} ve iAUG değerlerinin malign tümörlerlerde benign tümörlerden ve normal dokudan daha yüksek olduğu gösterilmiştir. V_e değeri ise tümörlerde yüksek selüleriteye sekonder küçük ekstravasküler-ekstraselüler aralık nedeniyle düşüktür. Anti-anjiojenik tedaviden sonra K_{trans}, K_{ev} ve iAUG'de azalma görülmektedir [8-11].

Karaciğerde ise hepatoselüler karsinom (HCC) veya hipervasküler metastazların tedavisinde kullanılan antianjiojenic ajanların (Sorafenib, vb) moniterizasyonunda veya transarteryel radyoembolizasyon (TARE), transarteryel kemoembolizasyon (TAKE), radyofrekans ablasyon (RFA) gibi tedaviler sonrasında tümör canlılığının değerlendirilmesinde kullanılabilir [12-20]. Bu amaçla semiquantitatif vöntemlerden elde edilen AUC yaygın kullanılan bir parametredir. Örneğin De Bruyne ve ark. [20] kolorektal kanserli karaciğer metastazlı olgularda tirozin kinaz inhibitörü kullanımından sonra metastazlardaki perfüzyon değişikliğini göstermişlerdir. Bu amaçla quantitatif metodlardan ise genelde single arteryel input ve dual kompartman model önerilmektedir [19]. Bu modelde intravasküler alan ihmal edilebilir. Siroz değerlendirmek için ise genellikle dual input, single kompartman modeli tercih edilmektedir. ROI ana portal vene, proksimal abdominal aortaya, karaciğer parankimine ve lezyona konmaktadır. Sirozda hem tanı hem de derecesini belirlemede kullanılmıştır [15, 17, 19]. Sirozda sinüsoidal kapillerizasyon nedeni ile normal fenestrasyon kaybolur, İto hücrelerinin aktivasyonu ile fibrotik doku depozisyonu olur ve sonuçta Disse mesafesi genişler. Bu nedenle Gd vasküler sinusoidlerden interstisyel aralığa geçişi bozulur. Sonuç olarak arteryel akım, ortalam geçiş zamanı (MTT), intravasküler alan yüzdesi (DV) artar ancak portal venöz akım (PV) azalır. DV artışı interstisyel volümün artışına, MTT artşı ise ekstraselüler kollagen birikimine bağlı olabilir [19].

DİNAMİK KONTRASLI DUYARLILIK AĞIRLIKLI MRP

Yukarıda da bahsedildiği gibi DSC-MRG, paramanyetik kontrast ajanıın spin eko (SE), gardyent eko (GRE) ve ekoplanar (EPI) imajlarda beyin dokusunda yol açtığı belirgin sinyal düşüşünün ölçmesine dayalıdır. Kontrastı ajan bolusun ilk geçişinden kaynaklanan T2 veya T2* ağırlıklı görüntülerde görüntünün her vokselinde meydana gelen sinyal kaybı kontrast maddenin konsantrasyonundaki değişikliğini değerlendirmek için kullanılır.

DSC-MRP Fiziksel Prensipleri

Kontrast madde, bir dokudaki R₂ relaksasyon oranını, bu ilişkiyle etiklemektedir:

 $R_2^* = R_{20}^* + r_2^* \cdot C_b^{[35]}$

 $R_2^* = 1/T_2^*$, R_{20}^* kontrast maddesi olmadan beyin dokusundaki intrensek gradyan-eko enine gevşeme oranıdır, r_2^* kan hacmine ve vasküler morfolojiye bağlı olan kontrast maddenin enine gevşemesidir ve C_b damar içindeki kanın kontrast maddesi konsantrasyonudur. Bu ilişki $R_2 = R_{20} + r_2^*C_b$ şeklinde de bir spin-eko sekansı için uygulanabilir.

İki kompartman göz önünde bulundurulmalıdır: intravasküler ve ekstravasküler kompartmanlar. Tracer (izleyici) damar içinde kaldığında, kontrast maddenin bölümlere ayrılması, damar boyutunun ötesine uzanan güçlü, mikroskobik duyarlılık gradyanları oluşturur. Kontrast maddesi kan T_2/T_2^* relaksasyon oranlarını (R_2/R_2^*) değiştirir. T_2/T_2^* relaksasyon oranlarını (R_2/R_2^*) değiştirir. T_2/T_2^* relaksasyon oranlarını değişimi (ΔR_2^*), kontrast madde enjeksiyonu öncesi ve sonrası arasındaki R_2^* 'ın çıkarılmasıdır. Dokudaki T_2/T_2^* relaksasyon süreleri, duyarlılık gradyanları tarafından oluşturulan ekstravasküler spinlerin azaltılmasıyla değiştirilir ve böylece ekstravasküler kompartı-

DSC-MRP Protokolü

ilişki vardır [36].

Bu teknik genellikle iki boyutlu (2B) veya üç boyutlu (3B) dinamik edinimi olan T2 veya T2* ağırlıklı görüntüleme sekansına dayanır. Bir gradyan-eko (GE) edinimi kullanıldığında, büyük damarlarda statik alan homojenliği yaşanır, bu da damarlarda mikroskopik alan bozulması nedeniyle sinyal kaybına neden olur [37]. Ek olarak, küçük damarlarda dephasing, difüzyondan dolayı sinyal kayıplarına neden olur. GE alımlarının bir avantajı, artan kontrast-gürültü oranı (CNR); iken, büyük bir dezavantajı, büyük damar kontaminasyonudur. Spin-eko (SE) alımı kullanıldığında, sinyal kaybı büyük ölçüde azalır çünkü dephasing kısmen odaklanır. GE alımlarında olduğu gibi, küçük damarlarda dephasing, difüzyondan dolayı sinyal kayıplarına neden olur. Bu nedenle, SE ölçümleri esas olarak eko süresi boyunca kılcal büyüklükteki damarlara karşılık gelen su difüzyon uzunluğu ile karşılaştırılabilir damar boyutlarına duyarlıdır; oysa GE ölçümleri tüm damar boyutlarına eşit derecede duyarlıdır [38]. Bu nedenle, SE sinvali teorik olarak küçük damarlardaki değişiklikleri tespit etmede tercihli duyarlılık verir: SE bazlı perfüzyon ağırlıklı görüntüleme (PAG) büyük damarları daha az göstererek kapiller perfüzyonu göstermeye olanak sağlamaktadır. Oysa ki GE bazlı teknikler daha yüksek CNR göstermektedir [39]. Tipik olarak, SE-eko planar görüntüleme (EPI) için çift doz standart Gd şelat (0,2 mmol/ kg) enjekte edilirken, GE-EPI'de tek bir doz (0,1 mmol/kg) yeterlidir. Ekzojen bir tracer (gadolinyum bazlı kontrast maddesi) enjeksiyonuna bağlı duyarlılık değişiklikleri, manyetik alan gücüne pek bağlı değildir. Bu nedenle perfüzyon ölçümleri hem 1,5T hem de 3T'de yapılabilir, ancak eko-planar görüntüleme ile donatılmışsa 1-T sistemi bile kullanılabilir [40].



Resim 3. DSC-MRP'de zaman-sinyal eğrisi.

DSC-MRG Perfüzyon Sinyal Dinamikleri

Perfüzyon ölçümü için kullanılan model, yayılmayan tracer'ların kinetiklerinin fiziksel prensiplerine ve kontrast maddenin sağlam bir beyin-kan bariyeri (KBB) varlığında intravasküler kaldığı varsayımına dayanır [41]. Bir voksel için DSC-MRP sinyal yoğunluğu zaman akışı (rasgele birimler halinde) kontrast maddenin hemodinamiğini temsil eder (Resim 3). Seri görüntüler, kontrast maddesi enjekte edilmeden önce, sırasında ve sonrasında elde edilir. Mikrovaskülatürden geçerken, kontrast madde bolusu MR sinyal yoğunluğunda azalmaya yol açar. Zaman akışı görüntüleri üç aşamaya ayrılabilir: taban çizgisi (baseline), bolusun ilk geçişi (first pass) ve devridaim süresi (recirculation period) [42]. Temel süre boyunca, görüntüler bolusun gelişinden önce elde edilir ve bu nedenle zaman akışı sinyalleri genellikle sabittir. Kontrast maddenin ilk geçişi sırasında kontrast ajanı voksellere ulaşır ve DSC-MRG sinyali, tepe sinyali değişene kadar (maksimum kontrast madde konsantrasyonunun zamanına karşılık gelen) hızla azalır. Minimum sinyale ulaşıldıktan sonra, sinyal yoğunluğu (kısmen) taban çizgisi değerlerine döner. Son olarak, devridaim periyodu sırasında (genellikle ilk geçiş ile kısmen örtüşür), DSC-MRP sinyali kontrast maddenin yeniden girilmesi nedeniyle tekrar azalır (daha düşük bir dereceye ve daha düşük bir hıza rağmen). Bu süreden sonra, sinyaller teorik olarak taban çizgisine kadar yükselir. Sinyal yoğunluğu ve zaman eğrileri, relaksasyon oranındaki değişiklik ile konsantrasyon arasında doğrusal bir ilişki olduğu varsayılarak konsantrasyona karşı zaman eğrilerine dönüştürülür. Daha sonra, tracer devridaiminin katkısını ortadan kaldırmak için, bazen ortaya çıkan konsantrasyon süresi seyrine bir gama-değişkenli fonksiyon yerleştirilir [43].

DSC-MRP Sinyallerin Kantifikasyonu

DSC-MRP verilerinde, orijinal model varsayımları sağlam bir KBB, ölçüm sırasında stabil akış ve kontrast madde enjekte edildikten sonra ihmal edilebilir T1 değişimidir. Ek varsayımlar, bir gama-değişken fonksiyonuna yerleştirilerek ortadan kaldırılabilen tracer'ın yeniden sirkülasyonu, AIF'yi tahmin etmek için bolusun dağılması veya gecikmesinin olmamasıdır. İndikatör seyreltme teorisinin fiziksel prensipleri, santral volüm prensibine dayanmaktadır, bu da serebral kan akışının serebral kan hacmine ortalama geçiş süresine bölünmesiyle eşittir [44]. Konvolüsyon teorisi, kontrast maddenin hemodinamik değişikliklerinin konsantrasyonunu değerlendirmek için kullanılırdı [42]. Ayrıca, serebral kan hacmi (CBV) miktarındaki sızıntıyı düzeltme yöntemi gibi kontrast maddenin damardan dokuya sızmasının etkisini değerlendirmek için bir sızıntı düzeltme tekniği kullanılmıştır [45].

Genellikle "özet parametreler" (summary parameters) [46] olarak adlandırılan nicel parametreler, fizyolojik bir temel düşünülmeden veya dekonvolüsyon ve bir AIF kullanılarak elde edilebilir. Bu parametreler zirveye ulaşma zamanı (TTP), T0 (bolus varış zamanı), maksimum yarıda tam genişlik, zirvenin ilk anı (FM veya C¹) ve maksimum zirve konsantrasyonudur. Alternatif olarak, fizyolojik temelli kantitatif hemodinamik indeksler, bir AIF'nin CBF, CBV, MTT ve geçirgenlik (permeability) gibi bir dekonvolüsyon analizi ölçülerek türetilebilir [40].

Genel olarak, mutlak bir AIF'nin ölçülmesindeki karmaşıklıklar nedeniyle göreceli CBV değerleri rapor edilir [47]. CBV zirvenin altındaki alanla orantılıdır ve ölçümü bolus gecikmesine ve dispersiyonuna karşı duyarsız olabilir [48, 49]. CBF elde etmek için, doku elemanının beslenme arteri ve tracer'ın doku retansiyonu hesaplanmalıdır. İlk terim AIF olarak adlandırılır ve ikinci terim ise rezidü fonksiyonu, R olarak adlandırılır. Belirli bir zamanda dokuda bulunan kontrast maddenin konsantrasyonu, CBF olarak adlandırılan bir sabitin çarpımı ve birim zaman başına doku elementinden geçen tracer konsantrasyonu AIF olan kan miktarıdır. R, ideal bir anlık girişi takiben t=0'da bir voksel içine giren bir tracer molekülünün, daha sonraki bir zamanda (t) bu voksel içinde olma olasılığını açıklar. Tracer'ın kan ve doku arasında taşınmasına ve daha sonra doku hacminden temizlenmesine bağlıdır. Doku konsantrasyonu zaman eğrisi, doku impulse yanıtı fonksiyonunun evrişimi ve AIF'nin şekli haline gelir [40].

CBF*R ürünü, yukarıda bahsedilen impulse input'un bir sonucu olarak doku konsantrasyonu olan doku impulse tepki fonksiyonu olarak adlandırılır. Bilinen AIF ile doku impulse yanıtı fonksiyonu, esasen deneysel verilerden CBF*R'yi tahmin eden dekonvolüsyon ile belirlenmelidir. Son olarak, CBF, t=0'da doku impulse tepki fonksiyonunun başlangıç yüksekliği olarak belirlenir (not: bolus dispersiyonu ve diğer olası dekonvolüsyonla ilgili hatalar nedeniyle, CBF en çok impulse yanıtının başlangıç değerinden ziyade maksimum değerinden tahmin edilir) [50].

Dekonvolüsyonu gerçekleştirmek için en yaygın olarak kullanılan yaklaşımlar, rezidü fonksiyonu ile ilgili fonksiyonel şekil varsayımlarının yapılmadığı modelden bağımsız bir yönteme dayanmaktadır; bunlar arasında tekil değer ayrışması (singular value decomposition veya SVD) [42, 51, 52] ve gecikmeye duyarsız varyantı dairesel SVD [51], Fourier tabanlı yöntemler [53], Tikhonov tabanlı yöntemler [54], iterative yöntemler [55] ve Bayesian yöntemleridir [56]. MTT'nin hesaplanması, MT-T=CBV/CBF olan merkezi hacim teoremi ile transport fonksiyonu veya CBF hakkında bilgi gerektirir. Klinik çalışmalarda dekonvolüsyondan sonra elde edilebilecek diğer bir yaygın


Resim 4. A-D. Yüksek dereceli gliomdan opere olup radyoterapi alan olgunun kontrol incelemelerinde periatrial bölgede gelişen (A) T2A sinyal artışı ve (B) kontrast tutulumu. Radyonekroz-tümör nüksünü ayırt etmek için kullanılan (C) CBF ve (D) CBV değerleri nüksü göstermektedir.

parametre, T_{max} parametresi olarak bilinir: impulse yanıt fonksiyonunun TTP'si [57]. Bu parametrenin öncelikle makrovasküler durumun bir ölçüsü olduğu gösterilmiştir [58].

Klinik uygulamalar: DSC MRP, sanral sinir sisteminde özellikle beyin tümörü tanısı ve evrelemesi için yaygın olarak kullanılan ve genel olarak kabul gören bir MR görüntüleme perfüzyon yöntemidir. İlk çalışmalarda artmış rCBV'nin, potansiyel preoperatif tümör derecelendirmede önemli rolünü gösterip ve bu değer daha aktif anjiyogenez ve agresif malignite ile ilişkilendirilmiştir [59-61]. Son zamanlarda, perfüzyon MRG yöntemleri gliomaların genotipik profillerini ayırt etmek için büyük ilgi görmüştür. Onüç çalışma ve toplam 397 olgu üzerinde yapılan bir meta-analizde MR spektroskopi ile birlikte rCBV'in radyasyona bağlı nekrozu nüks eden beyin tümörü dokusundan ayırt etmesinde etkin olduğu gösterilmiştir (Resim 4) [62]. MTT, TTP gibi, tehdit altındaki beyin dokusunun tanımlanması için akut inme görüntülemede sıklıkla kullanılır [63-67]. MTT bu amaçla kullanıldığında, DWI-TTP uyumsuzluğu bölgesi gibi DWI-MTT uyuşmazlığı risk altındaki dokuyu tanımlamak için varsayılır. TTP haritalarındaki lezyonlar gibi, MTT haritalarındaki lezyonların tanımlanması nispeten kolaydır, çünkü gri madde-beyaz madde heterojenitesi MTT haritalarında minimalize edilir ve büyük damarlar lezyon tanımlamasını büyük ölçüde bozmaz. MTT haritaları, daha doğrudan fizyolojik önemi olan bir parametreyi ölçmeleri avantajını sunar [68].

Arteryel Spin Labeling MRP (ASL-MRP)

ASL-MRP Fiziksel Prensipleri: Bu teknik, manyetik kan etiketleme ile elde edilen bir görüntünün ("etiket" görüntüsü olarak bilinir) etiketlenmeden elde edilen bir görüntüden ("kontrol veya referans" görüntüsü olarak bilinir) çıkarılmasına dayanır. Tipik olarak, bir görüntü için kandaki su protonların manyetizasyonu büyük besleme arterleri seviyesinde ters çevirmek (inverting) gibi yöntemler ile etiketlenir. Etiketli kan doku ile değiş tokuşuna izin vermek için geçiş gecikmesini takiben görüntüleme slabına akar. Böylece, etiketli kan, T_1 kan (T_{1b}) ile kılcal alanlara akar ve doku T_1 'in kılcal damarından (T_1) dokulara dönüşür. Etiketli kanın bir kısmı da venöz sistemden akabilir. Ortaya çıkan 'etiket' görüntüsü, bu protonların bir gecikmeden sonra, ilgili dilimdeki kılcal damarlara nasıl ulaştığını ve doku su boşluğunda nasıl yayıldığını yansıtır. İkinci görüntü ("kontrol" görüntüsü) gelen kan etiketlenmeden elde edilir. İdeal koşullarda, sinyal farkı gecikme süresi boyunca dilime verilen kan miktarı ile orantılıdır ve bu nedenle perfüzyonu yansıtmalıdır, çünkü diğer tüm statik etkiler iptal edilir. Kan damarında, kanın T₁ relaksasyon süresi, etiketlemeden sonra kanın T₁'i ile bozulur. Dokuda, kanın T₁'i neredeyse serbestçe değiştirilir ve doku suyunun T₁'i ile karışır. Karışık T₁ gevşemesi, aşağıdaki denklemin görünür R₁ gevşeme oranını üretir,

 $\mathbf{R}_{1}^{\text{app}} = \mathbf{R}_{1}^{\text{tissue}} + f / \lambda [69].$

Burada f akış ve λ beyin kanı bölme katsayısıdır.

ASL-MRP Protokolü: Bu teknikte kullanılan kontrast, hazırlama modülüne (kan etiketleme) bağlı olduğu için, ASL $T_2/T_2*/T_1$ kazanım kontrastından bağımsızdır. Genellikle SNR'yi maksimuma çıkarmak için kısa eko süresi (TE) ve etiketli kanın bir görüntüleme planına ulaşmasını sağlamak için uzun tekrar süresi (TR) ile taranır. Genellikle, birkaç kesit elde etmek için single-shot bir GE EPI sekansı kullanılır. Ayrıca, SNR'yi geliştirmek için 3D tabanlı görüntüleme edinimi geliştirilmektedir [70, 71].

Makrovasküler sinyal katkıları genellikle iki faktöre bağlıdır: kırıcı gradyanı ve gecikme sonrası süre. Kısa bir gecikme sonrası süre ile, etiketli kan görüntüleme sırasında hala büyük damarlarda kalır. Çok küçük bir b-değerine sahip bipolar gradyanlar, büyük damarlardan gelen sinyalleri çökertmek için kullanılmıştır. Bu nedenle, kırıcı gradyanlar kullanılmazsa veya etiketlemeden sonra kısa bir gecikme süresi kullanılırsa ASL sinyalleri büyük damarlar tarafından katkıda uğrar; bu GE ve SE sekanslar için geçerlidir. Aksine, bu katkı kırıcı gradyan ve gecikme sonrası uzun süre kullanılarak en aza indirilebilir. Bu durumda, ASL sinvalleri esas olarak küçük damarlar tarafından katkıda bulunur [40].

ASL-MRP Parametreleri: ASL, etiketli kanın doku ile dolaşmasına ve değişimine izin vermek için nispeten uzun bir TR ve SNR'yi maksimuma çıkarmak için kısa TE ile taranır. Etiketli kanın görüntüleme dilimlerine varış süresi CASL'de PASL'ye göre daha da uzundur. Uzun etiketleme süresi ve uzun arteriyel geçiş süresi CASL'de daha uzun olduğundan, CASL'de TR genellikle PASL'de olduğundan daha uzundur. İntravaskülerden ekstravasküler boşluğa değişim süresi, hem CASL hem de PASL için yaklaşık 1 saniyedir. Uzun TR nedeniyle büyük bir flip açısı da kullanılır. Her birim için iki görüntü (etiket ve kontrol görüntüleri) alınması gerektiğinden ASL birim tarama süresi 2 x TR ile ilişkilidir. SNR'yi arttırmak için çoklu tekrarlanan taramalara ihtiyaç duyulması nedeniyle tarama süresi de nispeten uzundur. SNR'yi iyileştirmek için en az 40 averaj elde etmek nadir değildir. Klinik uygulamalar için







grup konsensüs önerisi ile bir protokol 2014'te referans olarak yayınlanmıştır [72].

ASL-MRP Sinyal Kuantifikasyonu: ASL verilerinde, bir kantifikasyon modeli, suyun inversiyon verimliliği (α =0-1), kan (T_{1b}) ve doku (T_{1t}) T₁ relaksasyon süresi, giriş ve çıkış etkileri ile suyun kan-doku bölüm katsayısını (λ), ATT (δ) ve vasküler sinyal kontaminasyonu dikkate almalıdır. Kontrolden etikete çıkarılan görüntüler PAG'dir. PAG sinyali ve gerçek CBF arasındaki ilişki, esas olarak, doku ve giren kanın proton yoğunluğu, T₁ relaksasyon oranlarına ve bunların ilgili farklılıklarına bağlıdır. Ek olarak, inversiyon

Resim 5. A-C. Sağ temporal lobda yaygın kortikal-subkortikal ödem ve (A) T2A - (B) FLAIR sinyal artışı olan olguda (C) ASL değerlendirmede artmış perfüzyon enflamatuar süreci desteklemekte. Yapılan BOS inceleme sonucunda olgu ensefalit tanısı aldı.

slab'ından görüntülerde gözlenen bölgeye giden ATT de önemli bir faktördür.

Kantitatif kan akışını elde etmenin basit bir yolu, başlangıçta Detre ve ark. [69] tarafından ASL deneylerine uyarlanmış olan Kety ve Schmidt [73] tarafından önerilen tracer temizleme teorisi kullanılarak gerçekleştirilir. Tekli etiketleme gecikme süresi (TI) miktar tayininde, etiketli arteriyel kan suyunun serbest yayılabilir bir tracer olduğu varsayılır, bu da kan suyunun doku suyuyla değişiminin aniden parankime ulaştığında gerçekleştiğini ima eder. Bu nedenle, bu model bir mono-üstel doku tepki fonksiyonu ile tarif edilen tek bölmeli bir tracer kinetiğine karşılık gelir.







Etiketli kan nedeniyle dokudaki uzunlamasına manyetiizasyon farkını analiz etmek için genel bir kinetik model [74]:

 $\Delta M = 2 \cdot M_{0a} f_{0}^{t} c(\tau) \cdot r(t-\tau) \cdot m(t-\tau) d\tau$

Burada, M_{0a} dolu bir kandaki denge mayetizasyonu ve c (t), DSC ve DCE-MRP'ye benzer iletim fonksiyonu veya AIF'dir. Kalıntı fonksiyonu r (t- τ), bir vokselden etiketlenmiş spinlerin yıkanmasını tarif eder ve m (t- τ), uzunlamasına manyetizasyon relaksasyon etkilerini içerir. Etiketlemeye bağlı manyetizasyon farkı, kanın denge manyetizasyonu ve kan akışıyla orantılıdır. Dinamik ASL MRP verilerinin ni-

Resim 6. A-C. Sağ talamus posteriorunda pulvinarda artmış (A) T2A sinyali, ödemi ve (B) kontrast tutan lezyonu gösteren olguda yapılan ASL-MRP'de artmış (C) rCBV değeri tümör ihtimalini desteklemektedir.

celendirilmesi için, PASL için çoklu TI süreleri veya CASL için çoklu PLD süreleri için bir hemodinamik model kullanılabilir. Bu durumda, kan akışına (BF) ek olarak, etiketli kanın voksele ulaşma zamanı (T0), TTP ve intravaskülerden ekstravasküler boşluğa değişim süresi (T_{ex}) elde edilebilir [75].

Klinik Uygulamalar: ASL, fonksiyonel MRG'deki rolünün ötesinde, konu grupları arasındaki kantitatif CBF değerlerini voksel bazlı karşılaştırmalarla değerlendirmek için esas olarak nörodejeneratif hastalıklar gibi beyin hastalıklarında uygulanır [40]. CBF, Alzheimer hastalığı ve hatta hafif bilişsel bozukluklarda değişir [76-79]. İnvaziv olmama özelliğinden dolayı ASL ile seri ölçümler vasküler reaktivitenin değerlendirilmesi de dahil olmak üzere bir dizi uygulamada yararlı olabilir [80]. Beyin tümöründe tedaviye yanıtı araştırmak için ASL farklı çalışmalarda uygulanmıştır [81, 82]. Ayrıca, kalp, böbrek ve kas hastalıklarını değerlendirmek için ASL uygulanmış bir yöntemdir. Bu yöntem özellikle zayıf intravenöz erişimi olan hastalar, bebekler, çocuklar ve hamilelikte kullanılabilir. ASL için bir başka yeni uygulama, kan-oksijen seviyesine bağımlı fonksiyonel MRI için tamamlayıcı bir yöntem olarak fonksiyonel connectivity [83] ve fonksiyonel connectcome çalışmalarında [84] olmakla birlikte, aynı zamanda fizyolojik parametre (örn. CBF) hakkında da bilgi sağlamasıdır (Resim 5, 6).

Kaynaklar

- Cuenod CA, Balvay D. Perfusion and vascular permeability: basic concepts and measurement in DCE-CT and DCE-MRI. Diagn Interv Imaging 2013; 94: 1187-1204. [Crossref]
- [2]. Sandrasegaran K. Functional MR imaging of the abdomen. Radiol Clin North Am 2014; 52: 883-903.[Crossref]
- [3]. Ogul H, Bayraktutan U, Kizrak Y, Pirimoglu B, Yuceler Z, Sagsoz ME, et al. Abdominal perfusion computed tomography. Eurasian J Med 2013; 45: 50-7. [Crossref]
- Paldino MJ, Barboriak DP. Fundamentals of quantitative dynamic contrast-enhanced MR imaging. Magn Reson Imaging Clin N Am 2009; 17: 277-89.
 [Crossref]
- [5]. Khalifa F, Soliman A, El-Baz A, El-Ghar MA, El-Diasty T, Gimel'farb G, et al. "Models and methods for analyzing DCE-MRI: A review. Med Phys 2014; 41: 124301. [Crossref]
- [6]. Koh TS, Bisdas S, Koh DM, Thng CH. Fundamentals of tracer kinetics for dynamic contrast-enhanced MRI. J Magn Reson Imaging 2011: 34: 1262-76. [Crossref]
- [7]. Tofts PS, Cutajar M, Mendichovszky IA, Peters AM, Gordon I. Precise measurement of renal filtration and vascular parameters using a two-compartment model for dynamic contrast-enhanced MRI of the kidney gives realistic normal values. Eur Radiol 2012; 22: 1320-30. [Crossref]
- [8]. Furman-Haran E, Schechtman E, Kelcz F, Kirshenbaum K, Degani H. Magnetic resonance imaging reveals functional diversity of the vasculature in benign and malignant breast lesions. Cancer 2005; 104: 708-18. [Crossref]
- [9]. Padhani AR, Hayes C, Assersohn L, Powles T, Makris A, Suckling J, et al. Prediction of clinico-

pathologic response of breast cancer to primary chemotherapy at contrast-enhanced MR imaging: initial clinical results. Radiology 2006; 239: 361-7. [Crossref]

- [10]. Vincensini D, Dedieu V, Eliat PA, Vincent C, Bailly C, de Certaines J, et al. Magnetic resonance imaging measurements of vascular permeability and extracellular volume fraction of breast tumors by dynamic Gd-DTPA-enhanced relaxometry. Magn Reson Imaging 2007; 25: 293-302. [Crossref]
- [11]. Ah-See MLW, Makris A, Taylor NJ, Harrison M, Richman PI, Burcombe RJ, et al. Early changes in functional dynamic magnetic resonance imaging predict for pathologic response to neoadjuvant chemotherapy in primary breast cancer. Clin Cancer Res 2008; 14: 6580-9. [Crossref]
- [12]. Thng CH, Koh TS, Collins DJ, Koh DM. Perfusion magnetic resonance imaging of the liver. World J Gastroenterol 2010; 16: 1598-609. [Crossref]
- [13]. Jajamovich GH, Calcagno C, Dyvorne HA, Rusinek H, Taouli B. DCE-MRI of the liver: Reconstruction of the arterial input function using a low dose pre-bolus contrast injection. PLoS One 2014; 9: e115667. [Crossref]
- [14]. Ippolito D, Colombo M, Trattenero C, Bonaffini PA, Franzesi CT, Fior D, et al. "Diagnostic value of semiquantitative analysis of dynamic susceptibility contrast magnetic resonance imaging with GD-EO-B-DTPA in focal liver lesions characterization: A feasibility study. Gastroenterol Res Pract 2015; 2015: 630273. [Crossref]
- [15]. Chandarana H, Taouli B. Diffusion and perfusion imaging of the liver. Eur J Radiol 2010; 76: 348-58.[Crossref]
- [16]. Materne R, Smith AM, Peeters F, Dehoux JP, Keyeux A, Horsmans Y, et al. Assessment of hepatic perfusion parameters with dynamic MRI. Magn Reson Med 2002; 47: 135-42. [Crossref]
- [17]. Do RKG, Rusinek H, Taouli B. Dynamic contrast-enhanced MR imaging of the liver: current status and future directions. Magn Reson Imaging Clin N Am 2009; 17: 339-49. [Crossref]
- [18]. Brodsky EK, Bultman EM, Johnson KM, Horng DE, Schelman WR, Block WF, et al. High-spatial and high-temporal resolution dynamic contrast-enhanced perfusion imaging of the liver with time-resolved three-dimensional radial MRI. Magn Reson Med 2014; 71: 934-41. [Crossref]
- [19]. Thng CH, Koh TS, Collins D, Koh DM. Perfusion imaging in liver MRI. Magn Reson Imaging Clin N Am 2014; 22: 417-32. [Crossref]
- [20]. De Bruyne S, Van Damme N, Smeets P, Ferdinande L, Ceelen W, Mertens J, et al. Value of DCE-MRI and FDG-PET/CT in the prediction of response to preoperative chemotherapy with bevacizumab for colorectal liver metastases. Br J Cancer 2012; 106: 1926-33. [Crossref]
- [21]. Akisik MF, Sandrasegaran K, Bu G, Lin C, Hutchins GD, Chiorean EG. Pancreatic cancer: Utility of dynamic contrast-enhanced MR imaging in assessment of antiangiogenic therapy. Radiology 2010; 256: 441-9. [Crossref]

- [22]. Ho VB, Allen SF, Hood MN, Choyke PL. Renal masses: Quantitative assessment of enhancement with dynamic MR imaging. Radiology 2002; 224: 695-700. [Crossref]
- [23]. Zeng M, Cheng Y, Zhao B. Measurement of single-kidney glomerular filtration function from magnetic resonance perfusion renography. Eur J Radiol 2015; 84: 1419-23. [Crossref]
- [24]. Chen B, Zhao K, Li B, Cai W, Wang X, Zhang J, et al. High temporal resolution dynamic contrast-enhanced MRI using compressed sensing-combined sequence in quantitative renal perfusion measurement. Magn Reson Imaging 2015; 33: 962-9. [Crossref]
- [25]. Hueper K, Gueler F, Bräsen JH, Gutberlet M, Jang MS, Lehner F, et al. Functional MRI detects perfusion impairment in renal allografts with delayed graft function. Am J Physiol Renal Physiol 2015; 308: F1444-51. [Crossref]
- [26]. Eikefjord E, Andersen E, Hodneland E, Zöllner F, Lundervold A, Svarstad E, et al. Use of 3D DCE-M-RI for the estimation of renal perfusion and glomerular filtration rate: An intrasubject comparison of FLASH and KWIC with a comprehensive framework for evaluation. AJR Am J Roentgenol 2015; 204: W273-81. [Crossref]
- [27]. Hahn OM, Yang C, Medved M, Karczmar G, Kistner E, Karrison T, et al. Dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging pharmacodynamic biomarker study of sorafenib in metastatic renal carcinoma. J Clin Oncol 2008; 26: 4572-8. [Crossref]
- [28]. Langer DL, van der Kwast TH, Evans AJ, Plotkin A, Trachtenberg J, Wilson BC, et al. Prostate tissue composition and MR measurements: Investigating the relationships between ADC, T2, K(trans), v(e), and corresponding histologic features. Radiology 2010; 255: 485-94. [Crossref]
- [29]. Oto A, Yang C, Kayhan A, Tretiakova M, Antic T, Schmid-Tannwald C, et al. "Diffusion-weighted and dynamic contrast-enhanced MRI of prostate cancer: Correlation of quantitative MR parameters with Gleason score and tumor angiogenesis. AJR Am J Roentgenol 2011; 97: 1382-90. [Crossref]
- [30]. Vos EK, Litjens GJS, Kobus T, Hambrock T, Hulsbergen-van de Kaa CA, Barentsz JO, et al. Assessment of prostate cancer aggressiveness using dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging at 3 T. Eur Urol 2013; 64: 448-55. [Crossref]
- [31]. Ocak I, Bernardo M, Metzger G, Barrett T, Pinto P, Albert PS, et al. Dynamic contrast-enhanced MRI of prostate cancer at 3 T: A study of pharmacokinetic parameters. AJR Am J Roentgenol 2007; 189: 849. [Crossref]
- [32]. Chatterjee A, He D, Fan X, Wang S, Szasz T, Yousuf A, et al. Performance of ultrafast DCE-MRI for diagnosis of prostate cancer. Acad Radiol 2018; 25: 349-58. [Crossref]
- [33]. Andersen EKF, Hole KH, Lund KV, Sundfør K, Kristensen GB, Lyng H, et al. Pharmacokinetic parameters derived from dynamic contrast enhanced MRI of cervical cancers predict chemoradiotherapy outcome. Radiother Oncol 2013; 107: 117-122. [Crossref]

- [34]. Gollub MJ, Gultekin DH, Akin O, Do RK, Fuqua 3rd JL, Gonen M, et al. Dynamic contrast enhanced-MRI for the detection of pathological complete response to neoadjuvant chemotherapy for locally advanced rectal cancer. Eur Radiol 2012; 22: 821-31. [Crossref]
- [35]. Rosen BR, Belliveau JW, Vevea JM, Brady TJ. Perfusion imaging with NMR contrast agents. Magn Reson Med 1990; 14: 249-65. [Crossref]
- [36]. Simonsen CZ, Ostergaard L, Vestergaard-Poulsen P, Røhl L, Bjørnerud A, Gyldensted C. CBF and CBV measurements by USPIO bolus tracking: Reproducibility and comparison with Gd-based values. J Magn Reson Imaging 1999; 9: 342-7. [Crossref]
- [37]. Kiselev VG. On the theoretical basis of perfusion measurements by dynamic susceptibility contrast MRI. Magn Reson Med 2001; 46: 1113-22. [Crossref]
- [38]. Weisskoff RM, Zuo CS, Boxerman JL, Rosen BR. Microscopic susceptibility variation and transverse relaxation: Theory and experiment. Magn Reson Med 1994; 31: 601-10. [Crossref]
- [39]. Speck O, Chang L, DeSilva NM, Ernst T. Perfusion MRI of the human brain with dynamic susceptibility contrast: Gradient-echo versus spin-echo techniques. J Magn Reson Imaging 2000; 12: 381-7. [Crossref]
- [40]. Jahng GH, Li KL, Ostergaard L, Calamante F. Perfusion magnetic resonance imaging: A comprehensive update on principles and techniques. Korean J Radiol 2014; 15: 554-77. [Crossref]
- [41]. Meier P, Zierler KL. On the theory of the indicator-dilution method for measurement of blood flow and volume. J Appl Physiol 1954; 12: 731-44. [Crossref]
- [42]. Ostergaard L, Weisskoff RM, Chesler DA, Gyldensted C, Rosen BR. High resolution measurement of cerebral blood flow using intravascular tracer bolus passages. Part I: Mathematical approach and statistical analysis. Magn Reson Med 1996; 36: 715-25. [Crossref]
- [43]. Thompson HKJ, Starmer CF, Whalen RE, Mcintosh HD. Indicator transit time considered as a gamma variate. Circ Res 1964: 14: 502-15. [Crossref]
- [44]. Starmer CF, Clark DO. Computer computations of cardiac output using the gamma function. J Appl Physiol 1970; 28: 219-20. [Crossref]
- [45]. Weisskoff RM, Chesler D, Boxerman JL, Rosen BR. Pitfalls in MR measurement of tissue blood flow with intravascular tracers: Which mean transit time?. Magn Reson Med 1993; 29: 553-8. [Crossref]
- [46]. 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: 701-35. [Crossref]
- [47]. Calamante F. Arterial input function in perfusion MRI: A comprehensive review. Prog Nucl Magn Reson Spectrosc 2013; 74: 1-32. [Crossref]
- [48]. Wu Y, An H, Krim H, Lin W. An independent component analysis approach for minimizing effects of recirculation in dynamic susceptibility contrast magnetic resonance imaging. J Cereb Blood Flow Metab 2007; 27: 632-45. [Crossref]

- [49]. Benner T, Heiland S, Erb G, Forsting M, Sartor K. Accuracy of gamma-variate fits to concentration-time curves from dynamic susceptibility-contrast enhanced MRI: Influence of time resolution, maximal signal drop and signal-to-noise. Magn Reson Imaging 1997; 15: 307-17. [Crossref]
- [50]. Calamante F. Bolus dispersion issues related to the quantification of perfusion MRI data. J Magn Reson Imaging 2005; 22: 718-22. [Crossref]
- [51]. Wu O, Østergaard L, Weisskoff RM, Benner T, Rosen BR, Sorensen AG. Tracer arrival timing-insensitive technique for estimating flow in MR perfusion-weighted imaging using singular value decomposition with a block-circulant deconvolution matrix. Magn Reson Med 2003; 50: 164-74. [Crossref]
- [52]. Wirestam R, Andersson L, Ostergaard L, Bolling M, Aunola JP, Lindgren A, et al. Assessment of regional cerebral blood flow by dynamic susceptibility contrast MRI using different deconvolution techniques. Magn Reson Med 2000; 43: 691-700. [Crossref]
- [53]. Gall P, Emerich P, Kjølby BF, Kellner E, Mader I, Kiselev VG. On the design of filters for Fourier and oSVD-based deconvolution in bolus tracking perfusion MRI. MAGMA 2010; 23: 187-95. [Crossref]
- [54]. Calamante F, Gadian DG, Connelly A. Quantification of bolus-tracking MRI: Improved characterization of the tissue residue function using Tikhonov regularization. Magn Reson Med 2003; 50: 1237-47. [Crossref]
- [55]. Grüner R, Taxt T. Iterative blind deconvolution in magnetic resonance brain perfusion imaging. Magn Reson Med 2006; 55: 805-15. [Crossref]
- [56]. Kao YH, Guo WY, Wu YT, Liu KC, Chai WY, Lin CY, et al. Hemodynamic segmentation of MR brain perfusion images using independent component analysis, thresholding, and Bayesian estimation. Magn Reson Med 2003; 49: 885-94. [Crossref]
- [57]. Kidwell CS, Saver JL, Mattiello J, Starkman S, Vinuela F, Duckwiler G, et al. Thrombolytic reversal of acute human cerebral ischemic injury shown by diffusion/perfusion magnetic resonance imaging. Ann Neurol 2000; 47: 462-9. [Crossref]
- [58]. Calamante F, Christensen S, Desmond PM, Ostergaard L, Davis SM, Connelly A. The physiological significance of the time-to-maximum (Tmax) parameter in perfusion MRI. Stroke 2010; 41: 1169-74. [Crossref]
- [59]. Maia AC, Malheiros SM, da Rocha AJ, da Silva CJ, Gabbai AA, Ferraz FA, et al. MR cerebral blood volume maps correlated with vascular endothelial growth factor expression and tumor grade in nonenhancing gliomas. AJNR Am J Neuroradiol 2005; 26: 777-83.
- [60]. Law M, Yang S, Wang H, Babb JS, Johnson G, Cha S, et al. Glioma grading: Sensitivity, specificity, and predictive values of perfusion MR imaging and proton MR spectroscopic imaging compared with conventional MR imaging. AJNR Am J Neuroradiol 2003; 24: 1989-98.
- [61]. Law M, Yang S, Babb JS, Knopp EA, Golfinos JG, Zagzag D, et al. Comparison of cerebral blood volume and vascular permeability from dynamic susceptibility contrast-enhanced perfusion MR imaging

with glioma grade. AJNR Am J Neuroradiol 2004; 25: 746-55.

- [62]. Chuang MT, Liu YS, Tsai YS, Chen YC, Wang CK. Differentiating radiation-induced necrosis from recurrent brain tumor using MR perfusion and spectroscopy: A meta-analysis. PLoS One 2016; 11: e0141438. [Crossref]
- [63]. Ay H, Koroshetz WJ, Vangel M, Benner T, Melinosky C, Zhu M, et al. Conversion of ischemic brain tissue into infarction increases with age. Stroke 2005; 36: 2632-6. [Crossref]
- [64]. Coutts SB, Simon JE, Tomanek AI, Barber PA, Chan J, Hudon ME, et al. Reliability of assessing percentage of diffusion-perfusion mismatch. Stroke 2003; 34: 1681-3. [Crossref]
- [65]. Fink JN, Kumar S, Horkan C, Linfante I, Selim MH, Caplan LR, et al. The stroke patient who woke up: Clinical and radiological features, including diffusion and perfusion MRI. Stroke 2002; 33: 988-93. [Crossref]
- [66]. Grandin CB, Duprez TP, Smith AM, Mataigne F, Peeters A, Oppenheim C, et al. Usefulness of magnetic resonance-derived quantitative measurements of cerebral blood flow and volume in prediction of infarct growth in hyperacute stroke. Stroke 2001; 32: 1147-53. [Crossref]
- [67]. Baird AE, Benfield A, Schlaug G, Siewert B, Lövblad KO, Edelman RR, et al. Enlargement of human cerebral ischemic lesion volumes measured by diffusion-weighted magnetic resonance imaging. Ann Neurol 1997; 41: 581-9. [Crossref]
- [68]. An H, Ford AL, Vo K, Eldeniz C, Ponisio R, Zhu H, et al. Early changes of tissue perfusion after tissue plasminogen activator in hyperacute ischemic stroke. Stroke 2011; 42: 65-72. [Crossref]
- [69]. Detre JA, Leigh JS, Williams DS, Koretsky AP. Perfusion imaging. Magn Reson Med 1992; 23: 37-45. [Crossref]
- [70]. Fernández-Seara MA, Wang Z, Wang J, Rao HY, Guenther M, Feinberg DA, et al. Continuous arterial spin labeling perfusion measurements using single shot 3D GRASE at 3 T. Magn Reson Med 2005; 54: 1241-7. [Crossref]
- [71]. Günther M, Oshio K, Feinberg DA. Single-shot 3D imaging techniques improve arterial spin labeling perfusion measurements. Magn Reson Med 2005; 54: 491-8. [Crossref]
- [72]. Alsop DC, Detre JA, Golay X, Günther 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]
- [73]. Kety SS, Schmidt CF. The nitrous oxide method for the quantitative determination of cerebral blood flow in man: Theory, procedure and normal values. J Clin Invest 1948; 27: 476-83. [Crossref]
- [74]. Buxton RB, Frank LR, Wong EC, Siewert B, Warach S, Edelman RR. A general kinetic model for quantitative perfusion imaging with arterial spin labeling. Magn Reson Med 1998; 40: 383-96. [Crossref]

- [75]. Li K, Zhu X, Hylton N, Jahng GH, Weiner MW, Schuff N. Four-phase single-capillary stepwise model for kinetics in arterial spin labeling MRI. Magn Reson Med 2005; 53: 511-8. [Crossref]
- [76]. Kim SM, Kim MJ, Rhee HY, Ryu CW, Kim EJ, Petersen ET, et al. Regional cerebral perfusion in patients with Alzheimer's disease and mild cognitive impairment: Effect of APOE epsilon4 allele. Neuroradiology 2013; 55: 25-34. [Crossref]
- [77]. Du AT, Jahng GH, Hayasaka S, Kramer JH, Rosen HJ, Gorno-Tempini ML, et al. Hypoperfusion in frontotemporal dementia and Alzheimer disease by arterial spin labeling MRI. Neurology 2006; 67: 1215-20. [Crossref]
- [78]. Hayasaka S, Du AT, Duarte A, Kornak J, Jahng GH, Weiner MW, et al. A non-parametric approach for co-analysis of multi-modal brain imaging data: Application to Alzheimer's disease. Neuroimage 2006; 30: 768-79. [Crossref]
- [79]. Johnson NA, Jahng GH, Weiner MW, Miller BL, Chui HC, Jagust WJ, et al. Pattern of cerebral hypoperfusion in Alzheimer disease and mild cognitive impairment measured with arterial spin-labeling MR imaging: Initial experience. Radiology 2005; 234: 851-9. [Crossref]

- [80]. Bokkers RPH, van Osch MJP, Klijn CJM, Kappelle LJ, Hendrikse J. Cerebrovascular reactivity within perfusion territories in patients with an internal carotid artery occlusion. J Neurol Neurosurg Psychiatry 2011; 82: 1011-6. [Crossref]
- [81]. Choi YJ, Kim HS, Jahng GH, Kim SJ, Suh DC. Pseudoprogression in patients with glioblastoma: Added value of arterial spin labeling to dynamic susceptibility contrast perfusion MR imaging. Acta Radiol 2013; 54: 448-54. [Crossref]
- [82]. Song YS, Choi SH, Park CK, Yi KS, Lee WJ, Yun TJ, et al. True progression versus pseudoprogression in the treatment of glioblastomas: A comparison study of normalized cerebral blood volume and apparent diffusion coefficient by histogram analysis. Korean J Radiol 2013; 14: 662-72. [Crossref]
- [83]. Haller S, Rodriguez C, Moser D, Toma S, Hofmeister J, Sinanaj I, et al. Acute caffeine administration impact on working memory-related brain activation and functional connectivity in the elderly: A BOLD and perfusion MRI study. Neuroscience 2013; 250: 364-71. [Crossref]
- [84]. Liang X, Connelly A, Calamante F. Graph analysis of resting-state ASL perfusion MRI data: Nonlinear correlations among CBF and network metrics. Neuroimage 2014; 87: 265-75. [Crossref]

Perfüzyon MR Görüntüleme

Soheil Sabet, Nagihan İnan Gürcan

Sayfa 244

Temel prensip, kontrast enjeksiyonu sonrasında aynı kesitin tekrarlayan görüntülenmesi ve SI değişikliğinin toplanmasıdır.

Sayfa 245

Parametrik olmayan metodlar yönteminde sadece ilgilenilen alandaki SI değişiklikleri analiz edilir. Parametrik yöntemlerde önemi olan eş zamanlı aorta ve portal vendeki değişiklik ile ilişkili değildir.

Sayfa 245

Parametrik metodlar modeli temel olarak arteryel besleyicinin kontrastlanma kinetiğini de dikkate alır.

Sayfa 248

DSC-MRG, paramanyetik kontrast ajanın spin eko (SE), gardyent eko (GRE) ve ekoplanar (EPI) imajlarda beyin dokusunda yol açtığı belirgin sinyal düşüşünün ölçmesine dayalıdır. Kontrastı ajan bolusun ilk geçişinden kaynaklanan T2 veya T2* ağırlıklı görüntülerde görüntünün her vokselinde meydana gelen sinyal kaybı kontrast maddenin konsantrasyonundaki değişikliğini değerlendirmek için kullanılır.

Sayfa 249

DSC-MRP protokolü tekniği genellikle iki boyutlu (2B) veya üç boyutlu (3B) dinamik edinimi olan T2 veya T2* ağırlıklı görüntüleme sekansına dayanır. Bir gradyan-eko (GE) edinimi kullanıldığında, büyük damarlarda statik alan homojenliği yaşanır, bu da damarlarda mikroskopik alan bozulması nedeniyle sinyal kaybına neden olur.

Sayfa 249

Kontrast maddenin ilk geçişi sırasında kontrast ajanı voksellere ulaşır ve DSC-MRG sinyali, tepe sinyali değişene kadar (maksimum kontrast madde konsantrasyonunun zamanına karşılık gelen) hızla azalır. Minimum sinyale ulaşıldıktan sonra, sinyal yoğunluğu (kısmen) taban çizgisi değerlerine döner. Son olarak, devridaim periyodu sırasında (genellikle ilk geçiş ile kısmen örtüşür), DSC-MRP sinyali kontrast maddenin yeniden girilmesi nedeniyle tekrar azalır (daha düşük bir dereceye ve daha düşük bir hıza rağmen). Bu süreden sonra, sinyaller teorik olarak taban çizgisine kadar yükselir.

Sayfa 252

ASL-MRP tekniği manyetik kan etiketleme ile elde edilen bir görüntünün ("etiket" görüntüsü olarak bilinir) etiketlenmeden elde edilen bir görüntüden ("kontrol veya referans" görüntüsü olarak bilinir) çıkarılmasına dayanır. Tipik olarak, bir görüntü için kandaki su protonların manyetizasyonu büyük besleme arterleri seviyesinde ters çevirmek (inverting) gibi yöntemler ile etiketlenir.

Perfüzyon MR Görüntüleme

Soheil Sabet, Nagihan İnan Gürcan

- 1. Aşağıdaki seçeneklerden hangisi dinamik kontrastlı MRP'de parametrik olmayan analiz metodlarının özelliği değildir?
 - a. Eş zamanlı aorta ve portal vendeki değişiklik ile ilişkili değildir.
 - b. Parametrik metodlara göre hızlı ve kolay uygulanabilir.
 - c. Farmokokinetik modele ihtiyaç yoktur.
 - d. MR kazanım parametrelerinden etkilenir.
 - e. 'Ktrans' hesaplanan parametrelerden biridir.
- 2. Aşağıdaki seçeneklerden hangisi dinamik kontrastlı MRP'de parametrik analiz metodlarının özelliği değildir?
 - a. Farmokokinetik modele ihtiyaç yoktur.
 - b. Sinyal intensite üzerinden Gd konsantrasyonu hesaplanır.
 - c. Arterial input function (AIF) hesaplanması gerekir.
 - d. ' F_{T} ' doku kan akımı hesaplanan parametrelerden biridir.
 - e. 'v_e' interstisyel volüm hesaplanan parametrelerden biridir.
- 3. DSC-MRP'de GE alımlarının büyük dezavantajı nedir?
 - a. Büyük oranda sinyal kaybı yaşanır.
 - b. 2D edinim elde edilemez.
 - c. Büyük damar kontaminasyonu yaşanır.
 - d. Tüm damar boyutlarına eşit derecede duyarlı değil.
 - e. Gd bazlı kontrast maddenin çift dozu gerekmektedir.
- 4. DSC-MRP ile ilgili hangi ibare doğrudur?
 - a. Hem 1,5T hem de 3T manyetik alanında yapılır.
 - b. GE-EPI edinimlerinde çift doz kontast gerekmektedir.
 - c. SE sinyali teorik olarak büyük damarlardaki değişiklikleri tespit etmede tercihli duyarlılık verir.
 - d. Seri görüntüler sadece kontrast madde enjekte edildikten sonra elde edilir.
 - e. Tracer devridaiminin katkısını ortadan kaldırılmaz göz ardı edilir.
- 5. ASL-MRP'de SNR'yi (Sinyal-Gürültü Oranı) arttırmak için hangisi yapılır?
 - a. Kısa TR süresi kullanılır.
 - b. Etiketlemeden önce kontrol görüntü elde edilir.
 - c. EPI edinim kullanılır.
 - d. 2D edinim kullanılır.
 - e. TE süresi kısa tutulur.



261

Trd Sem 2020; 8: 261-272

Temel ve İleri Difüzyon Ağırlıklı MRG Teknikleri

Nail Bulakbaşı 💿, Derya Fidan 💿

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Difüzyon kavramı
- Doku difüzyon farklılıkları
- Difüzyon sinyal zayıflama eğrisinin özellikleri
- Difüzyon sekanslarının fizik alt yapısı, güçlü ve zayıf yönleri, endikasyonları

Bulakbaşı N, Fidan D. Temel ve İleri Difüzyon Ağırlıklı MRG Teknikleri. Trd Sem 2020; 8: 261-272.

GİRİŞ

Konvansiyonel manyetik rezonans görüntüleme (MRG) sekanslarının uygulamaları sırasında karşılaşılan temel sorunlardan biri, canlı dokudaki protonların mikroskobik boyuttaki gelişigüzel hareketlerine bağlı olarak çekim boyunca yer değiştirmesidir ki, difüzyon etkisi olarak adlandırılan bu olayın Bloch denklemindeki etkisi, 1956 yılında Torrey [1] tarafından görüntünün kalitesini bozan bir artefakt olarak tanımlanmıştır. İlk kez 1965 yılında Stejskal ve Tanner [2] serbest anizotropik difüzyonun etkisini, normal spin ekodan ayırmış ve bunun ayrı bir sekans olarak uygulanabileceğini göstermişlerdir. Difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG) sekansında bir doku içerisindeki protonların, birbirine dik en az 3 yönde uygulanan difüzyon gradyentleri boyunca yaptıkları mikroskobik harekete (difüzyon) bağlı oluşan voksel içi veya arası faz kaybı ya da kayması sonucu MR sinyalinde oluşan kayıp saptanır. Bu sayede hem dokuların difüzyon özelliklerine göre görüntülenebilmesi sağlanır hem de protonların mikroskobik boyuttaki hareketleri ölçülebilir.

Canlı bir doku içerisindeki protonlar bulundukları ortamda. Brownian hareket olarak adlandırılan, gelişigüzel serbest bir harekette (random walk) bulunurlar [3]. Bu hareket, protonların bulunduğu ortamın ısı ve viskozitesine bağımlıdır ve belli bir zaman içerisinde alınan yolun ortalama karesi olarak ifade edilen difüzyon katsayısı (D) ile tanımlanabilir [4, 5]. Dolayısıyla protonlar bulundukları ortamın özelliklerine göre, uygulanan gradyent yönü ve süresince serbest (izotropik) ya da belli yönlerde engellenmiş ya da kısıtlanmış (anizotropik) difüzyon gösterebilirler [5]. İzotropiğe yakın hareket eden protonlar, sekans süresince daha fazla yer değiştireceğinden oluşan görüntüdeki sinyal kaybı daha belirgin olurken, anizotropik harekette bulunanlar ise daha az yer değiştireceğinden ya da değiştirmeyeceğinden daha az

Dr. Suat Günsel Girne Üniversitesi Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Girne, KKTC

[🖂] Nail Bulakbaşı • nail.bulakbasi@kyrenia.edu.tr

sinyal kaybına neden olacak ve görüntüde göreceli olarak daha yüksek sinyal gösterecektir. Bu sayede difüzyon sekansı, bize doku içerisindeki serbest (free), engellenmiş (hindered) ya da kısıtlanmış (restricted) difüzyon alanlarını göstererek hem incelenen dokunun mikroskobik özelliklerini gösterir hem de yüksek anizotropi gösteren birçok patolojinin (akut infarktlardaki sitotoksik ödem, hücresel yoğunluğu fazla olan tümörler, akut demyelinizan plaklar ya da püy içeren apseler gibi) tanısının konulabilmesini sağlar [3-5]. Ancak sadece 3 yönde difüzyon gradyenti kullanan standart DAG sekansı ile düşük anizotropi gösteren alanlar her zaman gösterilemeyebilir. Bu durumda yöntemin anizotropiye olan duyarlılığını arttırmak için, 6 ve daha fazla yönde gradyent uygulanarak yapılan difüzyon tensör görüntüleme (DTG) yöntemi geliştirilmiştir [5-9]. Bu yöntemde dokunun difüzyonel özellikleri en az 3x3'lük bir tensör modeli ile ortaya konur. Bu sayede hem doku içindeki protonların farklı yönlerdeki hareketlerinin zaman içindeki uzaysal dağılımı saptanabilir hem de protonun bulunduğu mikro çevrenin daha detaylı bir haritası ortaya çıkarılarak, ak madde yolakları gibi yüksek anizotropi kaynağı olan dokuların 3 boyutlu olarak gösterilebilmesine (traktografi) olanak sağlanır [9-12].

Hem DAG hem de DTG, sudaki proton hareketlerinin normal (Gaussian) dağılım gösterdiğini kabul eden temel üzerine kurulmuş tek-üstel (mono-eksponansiyel) sekanslardır. Bu sekanslarda çok yüksek olmayan b-değerleri (<1000-1500 s/mm²) kullanılarak ölçülen logaritmik difüzyon sinyal attenüasyon eğrisinin lineer olduğu (Resim 1), başka bir deyişle tek-üstel ölçüm tekniği ile normale yakın dağılım gösteren difüzyon hareketini başarılı bir şekilde ölçebildiği görülür [4, 5, 13, 14]. Ancak bilindiği gibi bir doku içerisinde yapısal olarak farklı hızlarda difüzyon gösteren 3 temel sıvı kompartımanı bulunur ki, bunlar gösterdikleri difüzyon hızına göre sıralanacak olursa; hücre içi sıvı (yavaş), hücre dışı sıvı (hızlı) ve damar içi sıvı (çok hızlı) kompartımanlarıdır (Resim 2) [5, 15]. Tek-üstel bir teknik olan DAG, sadece hücreler tarafından sınırlandırılmış bir alanda nispeten normale yakın dağılımda ve nispeten hızlı difüzyon (engellenmiş) gösteren hücre dışı (hücreler arası) sıvının izotropiğe yakın hareketine duyarlıdır [5]. Buna karşılık hücre içi sıvıdaki protonlar daha fazla engellerin (organel ve zarlar) olduğu daha dar ve kapalı bir ortamda hareket ettikleri için difüzyonları (kısıtlanmış) daha yavaş olurken, kılcal damarlar içindeki protonların hareketleri ise damarın uzun aksı yönünde çok hızlı (izotropik), damar aksına dik yönde ise (duvarlar olduğu için) engellenmiş (anizotropik) difüzyon seklinde olur [5]. Normalde hücre içi ve damar içi kompartımanlardaki protonların hareketleri tek-üstel DAG'de görüntü kalitesini etkileyen bir artefakt kaynağıdır [4]. Buna karşılık cift-üstel (bi-eksponansiyel) dağılım temelindeki difüzyon kurtosis görüntüleme (DKG) sekansı ile hücre içindeki protonların yavaş hareketleri (engellenmiş difüzyon) ağırlıklı olarak ölçülebilirken [16, 17]; voksel içi inkoherent hareket (IVIM) sekansı ile ise damar içindeki protonların hareketi (yani mikroskobik düzeydeki perfüzyonun ölçülen difüzyona olan etkisi) ölçülebilir [18-20].

Difüzyon tekniklerinin mantığını anlatmaya yönelik bu temel giriş sonrası, bu derlemede sırasıyla DAG, DTG ve traktografi yöntemleri, DKG ve IVIM görüntülemenin temel fizik ve



Resim 1. Difüzyon ağırlıklı sekansa ait logaritmik difüzyon sinyal zayıflama (kırmızı kesikli çizgi) ve ADC (mavi kesikli çizgi) eğrilerine IVIM ve kurtosis fonksiyonlarının yaptığı etki izlenmektedir.



Resim 2. Dokudaki temel sıvı kompartımanlarının difüzyon karakteristikleri. Hücre ve damar dışı boşluk içindeki hızlı difüzyon tek üstel DAG yöntemi (ADC) ile hesaplanır. Kılcal düzeydeki perfüzyona bağlı çok hızlı difüzyon çoklu düşük b-değerlerini (0-200 s/mm²) kullanan IVIM yöntemi ile gösterilebilir. Hücre içi yavaş difüzyon ise çoklu yüksek b-değerlerini kullanan çift-üstel DKG tekniği ile gösterilebilir.

sekans uygulama özellikleri incelenecek, hibrit difüzyon görüntüleme (HDG) sekanslarından ise özet olarak bahsedilecektir.

DİFÜZYON AĞIRLIKLI GÖRÜNTÜLEME (DAG)

Temel difüzyon sekansıdır. Günümüzde spin eko (SE) veya gradyent eko (GRE) sekanslarına uyarlanmış şekilde tekli (single-shot) ya da çoklu (multi-shot) ekoplanar görüntüleme tekniği ile uygulanır. Sekans parametreleri Tablo 1'de özetlenmiştir. Burada konvansiyonel sekanslardaki geri çevirme pulsu öncesi ve sonrası faz kodlama gradyenti boyunca aynı güç ve yönde uygulanan iki büyük difüzyon gradyenti ile dokudaki protonlar, bu gradyentlerin uygulama yönü ve süresince difüzyon yapmaya zorlanır. Beyin dokusundaki serbest protonlar 50-100 ms'lik tipik difüzyon gradyent uygulama süresince yaklaşık 5-15 mm serbest difüzyona uğrarlar [5-7]. Bu sürede izotropik dağılım gösteren protonlar iki puls (SE için) veya gradyent çevrim (GRE için) arasında voksel içi veya vokseller arası faz değişikliğine uğrayarak tersinir sinyal kaybına yol açarken, anizotropik hareket yapan bağlı protonlarda bu kayıp daha az olacağından nispeten daha yüksek sinyale sahip olurlar [5].

Difüzyon sekansındaki b-değeri, b=- $\gamma^2 \delta^2 G^2$ $(\Delta - \delta/3)$ denklemi ile s/mm² cinsinden hesaplanır ve elde edilen sekansın difüzyon ağırlığını ya da bir başka ifade ile dokudaki difüzyona bağlı MR sinvalinde olusan kayıp oranını gösterir [4-7]. Bu denklemde γ protonun giromanyetik oranını, δ uygulanan difüzyon gradyentinin puls genişliğini, G uygulanan difüzyon gradyentinin gücünü, Δ difüzyon süresini ifade eder. Kullanılan b-değeri arttıkça görüntünün difüzyon ağırlığı yani toplanan MR sinyalindeki difüzyona bağlı olan kayıp oranı artar. Difüzyon sekansında elde edilen sinyal ise $S/S_0 = e^{[-\gamma 2 \delta 2 G2 (\Delta - \delta \beta)]D}$ eşitliği ile hesaplanır [4-7]. Bu denklemdeki [- $\gamma^2 \delta^2$ $G^{2}(\Delta-\delta/3)$] anlatımı b-değerini, D ise difüzyon katsayısını ifade eder ki, bu durumda $S/S_0 = e^{-bD}$ şeklinde sadeleştirilebilir. Bu difüzyon denklemi ile sadece görüntüyü oluşturan sinyal değil aynı zamanda dokudaki difüzyon katsayısı (D) da sayısal olarak ölçülebilir. Canlı dokuda ölçülen D, suyun doğal difüzyon sabiti olmayıp, daha viskoz ve serbest yayılım göstermeyen bir sıvının difüzyon sabitine denk olan bir görünür difüzyon katsayısı (ADC) ile tanımlanır ki, bu durumda D=ADC olarak ifade edilebilir [5]. Bir voksel içindeki ADC değeri sayısal olarak x10-3 mm²/s cinsinden ölçülebilir.

Standart DAG sekansında birbirine dik en az 3 planda (x, y, z) bu gradyent uygulamaları tekrar edilerek 3 farklı görüntü (sağ-sol, ön-arka, yukarı-aşağı) elde edilir. Daha sonra bu 3 görüntünün ortalaması alınarak "trace görüntüler" elde edilir. Bunun amacı uygulanan bir gradyent yönünde olup, diğerlerinde olmayan ve beyindeki ak madde yolakları gibi farklı yönlerde anatomik dizilim gösteren dokulardan kaynaklanan yapısal difüzyon kısıtlamalarını görüntüden ayıklayıp, bir dereceye kadar yönden bağımsız saf difüzyon bilgisi içeren görüntülerin elde edilmesidir.

Klasik DAG sekansı su protonlarının normal (Gaussian) dağılım gösterdiği varsayımı üzerine kurulmuş bir sekanstır [4, 5, 13, 14]. En temel kullanım alanı olan akut iskemilerdeki sitotoksik ödemin saptanması gibi, anizotropinin lokal ve fazla olduğu durumları göstermede başarılı bir şeklide kullanılırken, anizotropinin az ve yaygın olduğu durumları (ak madde yolaklarına bağlı yapısal anizotropinin saptanması gibi) göstermede ise yetersiz kalır [21]. Dolayısıyla ADC ölçümü ile akut iskemik bölgeler, hücreden zengin tümörler, apse içi yüksek yoğunluklu püy alanları ya da akut demyelinizan plaklar gibi yüksek anizotropiye neden olan alanlar rahatlıkla gösterilebilirken, düşük anizotorpiye sahip ak maddedeki yapısal dizilim farklılıkları ya da erken fazdaki lezyonların neden oldukları mikro yapısal değişimleri göstermede ise çoğu zaman yetersiz kalır [8, 21].

DİFÜZYON TENSÖR GÖRÜNTÜLEME (DTG)

Matematiksel olarak fiziksel bir özelliği, iki boyutlu bir düzlemde tanımlamak için yön ve miktar bilgisi içeren bir vektör kullanılırken, uzaydaki konumunu tanımlamak içinse en az 3 vektör gerekir. Bu sayede bir fiziksel özelliğin boyutu, konumu ve uzayda kapladığı yer hakkında matematiksel olarak ölçülebilir bilgi toplanabilir. İşte bu tip vektöryel bilgiyi temsil eden ve gruplanmış sayılardan oluşan matematiksel işleme "tensör" denir.

Birbirine dik en az üç yöndeki vektörden (x, y ve z) oluşan bir difüzyon tensörü $\begin{pmatrix} p = \begin{vmatrix} xx & xy & xz \\ yx & yy & yz \\ zx & zy & zz \end{vmatrix}$) ikinci dereceden 3x3 toplam dokuz değer (ölçüm) içeren bir tensör ile ifade edilir. Bunlardan üçü (xy, xz, yz) karşıt üçüne (yx, zx, zy) göre aynı miktarda ancak tam ters yönde olacağından pratikte en az 6 bağımsız ölçüm ile bir 3x3 tensör oluşturulabilir [4-6, 10]. Standart DTG sekansında kullanılan çekim parametreleri Tablo 1'de verilmiş olup, böyle bir sekansta teorik olarak 6 ve daha üstü difüzyon gradyenti uygulanarak elde edilen tensör bilgisinden görüntü oluşturulurken, her bir voksel içinde en az birbirine dik 3 farklı yönde ortalama difüzyon vektörleri (eigen vektörler) hesaplanır. Hesaplanan bu eigen vektörlerin bileşimi ise o voksel içindeki total anizotropinin yön ve miktarını verir. Anlaşılabilir olması açısından bir örnek verecek olursak; her üç yönde de serbestçe hareket edebilen (izotropik) su moleküllerinin her yöndeki difüzyon değişimi eşit olacağından, ortalama vektör bir küre oluşturacakken, ak madde yolakları arasında sıkışan su moleküllerinin difüzyon hareketi ise yolaklara dik yönlerde kısıtlanırken yolaklara paralel yönde serbest olacağından ortalama vektör, yolaklara paralel bir elipsoit şeklinde olacaktır.

Bu yöntemde bir voksel içerisindeki anizotropi miktarı, ölçülen bu eigen vektörlere uygulanan değişik matematiksel formüller ile elde edilen farklı anizotropi ölçekleri ile ölçülebilir [8, 9, 14, 21, 22]. Bu ölçekler içinde izotropik difüzyonu en iyi tanımlayanı ortalama difüzyon (D= $(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)/3$) ya da DAG'deki karşılığıyla ADC'dir. Ancak anizotropik ortamda D ortamdaki difüzyonun tüm özelliklerini tanımlamakta yetersiz kalır. Bu amaçla aksiyal (D_a= λ_1) ve radyal (D_r=(λ_2 + λ_3)/2) difuzivite; p- (p= $\sqrt[3]{3D} = (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)\sqrt[3]{3}$, q- (q = $\sqrt{(\lambda_1 - D)^2 + (\lambda_2 - D)^2 + (\lambda_3 - D)^2})$, L- (1 = $\sqrt{(p^2 + q^2)^2}$ $\int_{1}^{2} \sqrt{\left(\lambda_{1}^{2} + \lambda_{2}^{2} + \lambda_{3}^{2}\right)} e^{\frac{1}{3}}$ $\left(RA = \sqrt{\frac{1}{3}} \sqrt{\frac{\lambda_1 - \lambda_2^2 + (\lambda_2 - \lambda)^2 + (\lambda_3 - \lambda)^2}{\lambda^2}}\right), \text{ volum oran1} \left(VR = \frac{\lambda_1 \times \lambda_2 \times \lambda_3}{\lambda^3}\right) \text{ gibi}$ farklı anizotropi ölçekleri de kullanılabilir [9, 11, 13, 14, 21-23]. Bunların hepsi birimsiz sayısal ölçeklerdir. Saf izotropik ortamda FA ve RA değeri 0, VR 1'ken, tam anizotropik ortamın FA değeri 1'e, RA'nın ki √2'ye, VR'ninki ise 0'a yaklaşır. Bu ölçeklerden FA düşük, VR ise yüksek anizotropiye daha duyarlıyken, RA tüm anizotropi değerlerine lineer bir duyarlılık gösterir. [8, 14]. Bu yöntemlerle elde edilen görüntüler ak madde yolaklarını göstermenin en temel yoludur. Tek bir ölçek, dokudaki tüm anizotropi tiplerini tam olarak ayıramadığından, son zamanlarda lineer, planar ve sferikal anizotropi ölçekleri kullanılmaya başlanmıştır [9, 11, 13, 14, 21-23].

Görüntü oluşturulurken her bir vokselin anizotropisi saptanır ve gerekirse hacim işleme (volume rendering) teknikleri uygulanarak 3 boyutlu görüntüler elde edilebilir ki, içlerinde en çok kullanılan renk kodlu FA görüntüleridir. Renk kodlu

Tablo 1: Değişik Difüzyon Sekanslarına Ait Çekim Parametreleri									
TR (ms)	TE (ms)	DGYS	b-değeri (s/mm²)	FOV (cm)	KK (mm)	PGF	Süre (dk)		
7000	50	4	0, 1000	22	3	2	2:10		
4000	100	6-256	0, 700-1000	22	1-4	2	>6:30		
4000	1000	12-21	0, 1000, 3000	22	3	2	>2:10		
3000	Min	4	0, 30, 50, 100, 200, 300, 500, 800, 1000	24	5	2	5:40		
	Değişik D TR (ms) 7000 4000 4000 3000	Değişik Difüzyon S TR (ms) TE (ms) 7000 50 4000 100 4000 1000 3000 Min	Değişik Difüzyon Sekanslar TR (ms) TE (ms) DGYS 7000 50 4 4000 100 6-256 4000 1000 12-21 3000 Min 4	Değişik Difüzyon Sekanslarına Ait Çekim Parame TR (ms) TE (ms) DGYS b-değeri (s/mm²) 7000 50 4 0, 1000 4000 100 6-256 0, 700-1000 4000 1000 12-21 0, 1000, 3000 3000 Min 4 0, 30, 50, 100, 200, 300, 500, 800, 1000	Değişik Difüzyon Sekansları Ait Çekim Parametreleri TR (ms) TE (ms) DGYS b-değeri (s/nm²) FOV (cm) 7000 50 4 0, 1000 22 4000 100 6-256 0, 700-1000 22 4000 1000 12-21 0, 1000, 3000 22 3000 Min 4 0, 30, 50, 100, 200, 300, 24 24	Değişik Difüzyon Selarası Ait Çekim Parameteleri TR (ms) TE (ms) DGYS b-değeri (s/mm²) FOV (cm) KK (mm) 7000 50 4 0, 1000 22 3 4000 100 6-256 0, 700-1000 22 1-4 4000 1000 12-21 0, 1000, 3000 22 3 3000 Min 4 0, 30, 50, 100, 200, 300 24 5	Değişik Difüzyon Sevenslər Ait Çekim Parameteri TR (ms) TE (ms) DGYS b-değeri (s/mm²) FOV (cm) KK (mm) PGF 7000 50 4 0, 1000 22 3 2 4000 1000 6-256 0, 700-1000 22 1-4 2 4000 1000 12-21 0, 1000, 3000 22 3 2 3000 Min 4 0, 30, 50, 100, 200, 300 24 5 2		

DGYS: difüzyon gradyent yön sayısı; FOV: görüntüleme alanı; KK: kesit kalınlığı; PF: paralel görüntüleme faktörü; Min: minimum.

görüntülerde difüzyon tensör datasındaki x, y ve z yönündeki majör eigen-vektör bileşenleri, RGB renk bileşenlerine çevrilir. Kırmızı ile sağdan sola, yeşil ile önden arkaya ve mavi ile yukardan aşağı olan anizotropiler kodlanırken, FA miktarı ise parlaklık olarak ifade edilir [9, 10, 12]. Bu amaçla kullanılan ancak daha nadir olan diğer bir yöntem ise sembolik (geometrik) gösterim metodudur ki, burada her bir voksel içindeki anizotropi miktarı azdan çoğa doğru küreden elipse doğru giden değişik şekiller ile tanımlanır [10, 12]. Renk kodlu görüntülere göre daha az kullanılmakla beraber bir voksel içindeki difüzyon tensörünün gerçek yön ve değerini göstermesi nedeniyle diğerine göre göreceli olarak daha gerçekçi ve kolay anlaşılır bir yöntemdir [10, 12].

Traktografi ise beyindeki özgün ak madde yolaklarının izlenmesi ve bunların özel grafik teknikleri kullanılarak üç boyutlu olarak gösterilmesi işlemidir [9, 10, 12]. Traktografi için farklı uygulama teknik ve algoritmalar tanımlanmış olsa da klinik olarak en yaygın kullanılan çizgi izlem (line propagation) algoritmasıdır [10, 12]. Burada komşu vokseller arasındaki lokal tensör değişiklikleri izlenir. Bu işlemde öncelikle anatomik görüntülerden izlenmek istenen ak madde yolağı için bir başlangıç noktası (seed point) seçilir. Bu vokseldeki difüzyon elipsoidinin yönü, traktografinin ilk basamağı olarak seçilir. Komşu vokseller içinde de aynı hesaplamalar tekrarlanır ve bu noktadan başlayarak majör eigen-vektör (FA≥0,4) yönünde komşu vokseller boyunca yolaklar izlenir. İzleme düşük anizotropi (FA≤0,2-0,15) saptanana ya da ana izlem rotasından aşırı sapmalar (>41°-45°) olana dek devam edilir [10].

Difüzyon tensör görüntülemede izlenen kısıtlamaların en temel nedeni, bir voksel içinde bulunan farklı ak madde yolakları nedeniyle su ortamının inhomojen olması ve normal dağılım göstermemesidir. Bu nedenle normal dağılım duyarlı tek-üstel bir yöntem olan DTG ile aynı voksel içinde çaprazlaşarak farklı yönlere giden yolakların ya da aynı voksel içindeki bir nörondan farklı yönlerde çıkan aksonların ayrımı yapılamaz. Yine aynı nedenle sadece yön bilgisine bakılarak afferent ve efferent yolaklar birbirinden ayırt edilemez [9, 12, 16, 17].

Sonuç olarak DTG protonların bulunduğu mikro çevreyi tanımlayarak anizotropi gösteren anatomik yapıları gösterebilir ve traktografiye olanak sağlar. Ancak preoperatif tümör değerlendirilmesi ve konjenital anomaliler dışında özellikle ak maddeyi tutan hastalıkların (metabolik, toksik, dejeneratif, enfeksiyöz ve myelini tutan hastalıklar) ayrımında sayısal ölçüm ve karşılaştırma yapmadan değerlendirme yapmaya ve tanı koymaya çok olanak vermez [24]. Bu durumda da traktografi dışında histogram veya ROI analizi ya da voksel bazlı değerlendirilmeler gibi farklı ölçüm ve değerlendirme tekniklerinin kullanılması gerekir [24]. Tensör görüntülemenin tanısal etkinliği, özellikle yapay zekâ uygulamaları ile yapılan voksel bazlı değerlendirilmeler ile ciddi şekilde arttırılabilir.

DİFÜZYON KURTOSİS GÖRÜNTÜLEME (DKG)

Bir eğrinin basıklığı olarak kısaca tanımlayabileceğimiz kurtozis (K), rastgele gerçekleşen olasılık dağılımlarının, normalden veya ortalamadan sapmasını ölçmek için kullanılan boyutsuz bir istatistiksel ölçektir. Normal (Gaussian) dağılım çan eğrisi şeklindeki tek pikli bir parabol şeklinde gösterilir ve buradaki K=0'dır. Ölçülen dağılımın K değeri 0'ın üzerine çıktığında (hareketin sınırlandığı Gaussian olmayan dağılımda) bu eğri dikleşirken, 0'ın altına indiği (hareketin arttığı Gaussian olmayan dağılımda) durumlarda ise genişler. Dolayısıyla normal (Gaussian) dağılıma duyarlı tek-üstel bir yöntem olan DTG'nin aksine DKG, Gaussian olmayan difüzyonun derecesinin ölçümünde difüzyon ağırlıklı sinyal zayıflamasını DTG'ye göre çok daha doğru bir şekilde tahmin eder [15-16]. Yapılan DTG analizlerinde temel difüzyon yönü, 6 bağımsız bileşen ile ikinci dereceden 3×3 simetrik bir tensör (D) ile hesaplanırken, DKG'de bu modelinin içeriği, yönü dördüncü dereceden 3×3×3×3 simetrik bir tensör (W) ile ifade edilir [16]. Kurtosis tensörünü oluşturan bu 81 simetrik bileşenin sadece 15'i bağımsızdır. Bu nedenle hem D hem de W'yi aynı anda tahmin etmek için, en az 2 sıfır olmayan b-değerine (b=1000 ve 3000 gibi) ve 21 (6+15) doğrusal olmayan difüzyon gradyent yönüne ihtiyaç vardır [16]. Tipik çekim parametreleri Tablo 1'de verilmiştir.

Dokudaki kurtozis bilgisi 0, 1000, 3000 gibi yüksek b-değerlerinin çok yönlü kullanımı ile ölçülen difüzyon sinyalinin özellikle b=1000 değeri üzerindeki kısmının altında kalan alanın değerlendirilmesi ile elde edilir (Resim 1). Elde edilen sinyal $S/S_0 = e^{(-bD)+b^2 D^2 K/6}$ denklemi ile ifade edilir [16]. Burada da DTG'dekine benzer şekilde ortalama (MK = ${}^{1}_{\overline{N}} \sum_{i=1}^{N}$ (Kurtozis), aksiyal $(K_a = K_1)$ ve radyal $(K_r = (K_2 + K_3)/2)$ kurtozis gibi farklı metrikler hesaplanabilir [15, 16]. Bu sayede DKG ile hücre içi sıvı gibi yavaş difüzyona sahip olan doku bileşenlerinin difüzyon özellikleri daha detaylı olarak gösterilebilir ve bu sayede engellenmiş (hücre dışı) ve kısıtlanmış (hücre içi) difüzyon ayrımı daha rahat ve daha doğru yapılabilir (Resim 2) [16]. Nöroradyoloji alanında DKG ağırlıklı olarak serebral iskemide erken dönemde izlenen aksonal şişme fazındaki değişikleri ya da dejeneratif, metabolik veya demiyelinizan hastalıklarda erken evredeki mikro yapısal bozuklukları göstermede, yüksek ve düşük evre glial tümör ayrımında, epileptik odak görüntülemesinde ve hafif travmatik hasarın saptanması gibi alanlarda kullanılır [15, 16].

HİBRİT DİFÜZYON GÖRÜNTÜLEME (HDG)

Yukarıda da belirtildiği gibi DAG ve DTG gibi tek-üstel teknikler, düşük-orta düzeyli difüzyon ağırlıkları (b<1000-1500 mm²/sn) için idealken, daha yüksek difüzyon ağırlıklarındaki sinyal davranışını göstermede yetersiz kalır [4, 5, 13, 14]. Bu nedenle klinik olarak uygun bir tarama süresinde karmaşık difüzyonun tüm bileşenlerini gösterebilecek ve difüzyon sekanslarına hücre içi (engellemiş) ve hücre dışı (kısıtlanmış) bölmelerdeki suyun davranışı gibi doku mikroyapısını daha detaylı yansıtacak ek özellikler eklemeyi amaçlayan yeni görüntüleme ve ölçüm stratejileri arayışı içine girilmiştir. Bu amaçla geliştirilen HDG, düşük, orta ve yüksek difüzyon ağırlıkları kullanarak farklı difüzyonel sinyal davranışlarını değerlendiren, sabit difüzyon ağırlığının çoklu eşmerkezli "katmanlarından" oluşan görüntüleme yöntemlerinin genel adıdır [25]. Bu grup içerisinde yer alan DTG yanında, çoklu-üstel difüzyon ölçümleri, difüzyon spektrum görüntüleme (DSG) ve q-ball görüntüleme gibi çoklu veri analizi stratejileri gerektiren uygulamalar yer alır. Bu yöntemlerde temel olarak, dokudaki difüzyonun hızlı ve yavaş bileşenleri, katmanların geometrik ortalamalarının doğrusal olmayan en küçük karelerini alan çift-üstel uyum kullanılarak daha doğru tahmin edilir [25].

Difüzyon spektrum görüntülemede modelden bağımsız tüm katmanlardan, Q uzayındaki Kartezyen örnekleme örgüsü ile alınan saf difüzyon bilgisi kullanılır ve bu yöntem karmaşık difüzyon davranışı gösteren doku bölgelerinin görüntülemesi için çok uygun bir yöntemdir [26]. Difüzyon spektrum görüntülemenin bir başka uygulaması olan ve dokudaki yavaş ve hızlı difüzyon kompartımanlarına Q uzayının Kartezyen olmayan örnekleme stratejileri kullanılarak uygulanan CHARMED (Composite Hindered and Restricted Model of Diffusion) modelinde ise dokudaki engellenmiş (hücre içi) ve kısıtlanmış (hücre dışı) difüzyon bileşenleri ayrı ayrı olarak tahmin edilebilir [17]. Dolayısıyla spektral yöntemler düşük anizotropi gösteren dokulara karşı daha duyarlı olup, aynı voksel içinde çaprazlaşarak farklı yönlere giden yolakların ya da aynı voksel içindeki bir nörondan farklı yönlerde çıkan aksonların ayrımını daha doğru ve etkin şekilde yapabilir.

Difüzyon dağılım tahmini üzerine kurulmuş olan q-ball görüntülemede ise bir voksel içindeki çoklu fiber gruplarının yönlerini karakterize etmek için en dıştaki katmandan elde edilen oryantasyon dağılım fonksiyonunun (ODF) tahmini analiz edilir [27]. Bunun en gelişmiş formu olan yüksek açısal çözünürlüklü difüzyon görüntüleme (HARDI) yönteminde tipik olarak 30 üzerinde doğrusal olmayan kodlama yönü kullanarak orta ve yüksek difüzyon ağırlıklarında (b>1500 s/mm²) görüntüler elde edilir [17, 25, 27]. Bu HARDI yaklaşımları da DSG türevleri gibi voksel içinde çaprazlaşan madde yollarının kesiştiği bölgeleri saptamak ve karakterize etmek için kullanılan en iyi yöntemlerden biridir ancak diğeri gibi yolak yönlerini saptamada yetersi kalır. Yani afferent ve efferent lifleri birbirinden ayıramazlar. En az 4-5 adet 0 olmayan yüksek b-değeri kullanımı gerektiren bu tekniklerin çekim süreleri genelde çok uzun olduğundan henüz yaygın olarak klinik kullanıma girememişlerdir.

Yine son zamanlarda geliştirilen nörit oryantasyon dispersiyonu ve yoğunluk görüntüleme (NODDI) tekniğinde de aynı DKG'deki gibi en az 2 adet 0 olmayan b-değeri kullanılır [28]. Kurtosis görüntüleme NODDI'ye göre daha az özgül ama daha duyarlıdır. Aralarındaki temel fark ise, NODDI biyofiziksel varsayımlar üzerine kurulmuş bir teknik olup, yolakları hücre dışı bileşenden ayırt edebilen bir model kullanır [28]. Ayrıca çok sayıda mikro yapısal parametrenin (akson çapı dağılımı, ortalama akson çapı ve aksonal yoğunluk gibi) çıkarılmasını sağlayan ve yukarıda tanımlanan akson yönelimli yöntemlerden farklı olarak, 3 boyutlu örnekleme şeması kullanarak değişmez yön tahminlerinin yapılabilmesini sağlayan ActiveAx

gibi difüzyon tabanlı yeni teknikler de geliştirilmiştir [29, 30].

Sonuç olarak esnek difüzyon kodlama stratejisine sahip HDG'lerde, en iç katmanlar yüksek açısal çözünürlüğün gerekli olmadığı difüzyon tensör analizleri için kullanılırken, en yüksek difüzyon ağırlığı ve açısal çözünürlüğe sahip en dış kabuk ise bir q-ball görüntüleme analizi olan HARDI yaklaşımı için kullanılır. Tüm katmanlardan gelen tüm veri seti hem DSG hem de çoklu-üstel difüzyon analizleri için birleştirilir. Burada hem Q uzay difüzyon sinyallerinin davranışı tüm katmanlarda incelenir hem de difüziviteler tek- ya da çift-üstel modeller kullanılarak tahmin edilebilir [25].

İNTRAVOKSEL İNKOHERENT HAREKET (IVIM) GÖRÜNTÜLEME

Koherans (uyum) terimi manyetik alan içerisinde dönen spinlerin senkronizasyon oranını ya da kısaca faz uyumunu ifade eder. Buradaki inkoherent (uyumlu olmayan) terimi ile ise aynı voksel içindeki durağan spinlere göre çok daha hızlı difüzyon gösteren damar içi protonların voksel içindeki faz uyumunu bozmaları kastedilmektedir. Tarihsel olarak IVIM görüntüleme, 1980'lerde Le Bihan ve ark. [18-20] tarafından hem kılcal damar ağındaki mikro dolaşım (yani perfüzyon) hem de moleküler difüzyon gibi mikroskobik hareketleri göstermek için geliştirilmiş çift-üstel bir MR görüntüleme yöntemidir. Ancak yeterli magnet ve gradyent gücüne sahip cihazların bulunmaması nedeniyle klinik uygulamaya ancak 2000'li yılların başlarında geçebilmiştir.

Sinyal değişimi ve b-değerleri ile tipi IVIM bir sekans ilişki arasındaki $S/S_0 = \underbrace{f_{ivim}exp[-b(D^* + D_{kan})]}_{ivim} + \underbrace{(1 - f_{ivim})exp(-bD)}_{ivim}$ seklinde ve sadeleştirilmiş haliyle $S/S_0 = \frac{fe^{-bD^*}}{Perfuzyon} + \frac{(1-f)e^{-bD}}{Difuzyon}$ denklemleri ile ifade edilir. Burada S ortalama sinyal yoğunluğunu, f mikro sirkülasyona bağlı difüzyon fraksiyonunu, D saf moleküler difüzyonu (difüzyonun yavaş bileşenini) temsil eden difüzyon bileşenini, D* ise voksel içindeki inkoherent mikroskobik kan akımını temsil eden difüzyon bileşenini (perfüzyonla ilişkili difüzyon, yalancı difüzyon veya difüzyonun hızlı

bileşenini) ifade eder [18-20, 31]. Perfüzyon fraksiyonu olan f, temel olarak kapiller damarlardan geçen kan hacmini temsil eder ancak bu hacmi oluşturan suyun hareketi hem kanın akışına hem de kan içindeki protonların difüzyon hareketine bağlıdır. Yani f voksel içindeki difüzyonun hem hızlı (perfüzyon) hem de yavaş (difüzyon) bileşenlerine duyarlıdır. Öte yanda ise D suyun difüzyon katsayısı olup, MR sinyaline sadece damar dışı havuzdan (hücre içi + hücre dışı) gelen difüzyonun katkısını temsil eder [32].

Burada tanımlanan IVIM yöntemindeki temel fikir, D, D* ve f'nin görüntüye olan katkılarını haritalama yoluyla ayırmaktır ve her harita dokudaki su hareketinin anlaşılmasına yardımcı olan farklı bilgiler sağlar. Tek-üstel bir yöntem olan ADC, hem kılcal ağdaki mikro dolaşımın (D*) hem de moleküler difüzyonun (D) görüntü kontrastına yaptığı katkıyı birlikte değerlendirir. Oysa beyinde D ise yaklaşık $1 \ge 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ iken, D* ise yaklaşık $10 \ge 10^{-3}$ mm²/s'dir yani D* yaklaşık 10 kat daha hızlıdır [20]. Düşük b-değerlerinde (0-200 s/mm²) bu hız farkı nedeniyle D*'nin yaptığı MR sinyalindeki bozulma daha hızlı olurken, D'nin yaptığı bozulma daha yavaş olur ve ikisi arasındaki fark belirginleşir. Bu nedenle düşük b-değerli ölçümlerde logaritmik difüzyon ağırlıklı sinyal grafiği tek-üstel serbest difüzyon için beklendiği gibi düz olmayıp, çift-üstel şekilde kavislidir (Resim 1) ve sadece düşük b-değerlerinde elde edilen IVIM sekansı bu iki bağımsız fenomenin birbirinden ayırt edilebilmesine izin verir [18-20, 31]. Buna karşılık yüksek b-değerlerinde yapılan in vitro difüzyon ölçümlerinde ise D*'nin MR sinyaline olan katkısı azalırken, D'nin katkısı baskınlaşır ve bu nedenle tek-üstel ADC ölçümü dokudaki tüm difüzyonu rahatlıkla gösterebilir [4, 5, 13, 14].

Le Bihan [31] teorik olarak yeterli IVIM çıktılarının elde edilmesi için sadece 3 b-değeri ile çekimin yeterli olduğunu göstermiştir. Ancak bu yöntem karaciğer için yeterliyken gürültü bulaşının yüksek, D/f oranının düşük ve perfüzyon katkısının yaklaşık %5 düzeyinde olduğu beyin dokusu gibi daha kompleks yapıya sahip organlar için yeterli olmaz ve daha fazla b-değerli çekim yapılmasını gerektirir [31]. Beyin için tipik IVIM çekim parametreleri Tablo 1'de verilmiştir.

Sonuçta çoklu düşük b-değerleri ile elde edilen ekoplanar tabanlı çift-üstel IVIM difüzyon sekansı ile doku perfüzyonu herhangi bir kontrast madde vermeden ölçülebilir [32]. Bu özellik sayesinde IVIM görüntüleme, kontrast madde kullanımı riskli veya kontrendike olan hastalarda rahatlıkla kullanılabilen alternatif bir yöntem olarak ön plana çıkar [31, 32]. Günümüzde IVIM perfüzyon MRG ağırlıklı olarak onkolojik görüntülemede ve özellikle de neoanjiyogenez veya mikrovasküler heterojeniteyi değerlendirme, kemo- veya radyoterapinin tedavi etkinliğini gösterme, antianjiyojenik veya vasküler hedefli ajanların etkinliğini izlemek için kullanılır [31, 32]. Beyin ve baş-boyun tümörlerinin yanı sıra karaciğer, prostat, memede başarılı klinik uygulamaları bulunmaktadır.

SONUÇ

Sonuç olarak yukarıda açıklanan difüzyon görüntülemenin değişik uygulamaları, protonların mikroskobik düzeydeki difüzyon hareketlerinin görüntülenmesini ve ölçülmesini sağlar. Özellikle gelişmiş difüzyon sekansları ile 3 boyutlu ortamda difüzyon hareketinin kusursuza yakın tanımlanabilmesi, hem anatomik yapıların daha detaylı ve gerçeğe yakın görüntülenebilmesini hem de henüz konvansiyonel sekanslarda görünür hale gelmeden patolojik değişikliklerin daha erken dönemde yakalanabilmesini mümkün kılmaktadır. Ayrıca IVIM gibi difüzyona ek olarak perfüzyon bilgisinin de elde edilmesini sağlayan difüzyon uygulamalarının yaygınlaşması sayesinde hem kontrast madde gereksinimi hem de beyinde kontrast madde birikimi ya da nefrojenik sistemik skleroz gibi komplikasyonların görülme riski azaltılabilir. Yakın gelecekte rutin kullanıma girecek olan daha yüksek magnet gücü ve daha güçlü ve hızlı gradyentlere sahip MR sistemleri sayesinde, günümüzde şu an çekim süresinin uzunluğu nedeniyle klinik uygulamaya giremeyen sekanslar kullanılabilir olacaktır. Bu sayede hem çok daha detaylı görüntü alma ve ölçüm yapma olanağı ile doku difüzyonu hakkında daha doğru ve tam bilgi elde edilebilecek hem de yapay zekâ uygulamalarının da katkısıyla çok daha yeni ve heyecan verici difüzyon tekniklerinin uygulanabilir olması sağlanacaktır.

Kaynaklar

- Torrey HC. Bloch equations with diffusion terms. Phys Rev 1956; 104: 563. [Crossref]
- [2]. Stejskal EO, Tanner JE. Spin diffusion measurements: Spin echoes in the presence of a time dependent field gradient. J Chem Phys 1965; 42: 288-92. [Crossref]
- [3]. Brown R. A brief account of microscopical observations made in the months of June, July and August 1827, on the particles contained in the pollen of plants: And on the general existence of active molecules in inorganic bodies. Phil Mag 2009; 4: 161-73. [Crossref]
- [4]. Le Bihan D, van Zijl P. From the diffusion coefficient to the diffusion tensor. NMR Biomed 2002; 15: 431-4. [Crossref]
- [5]. Rowe M, Siow B, Alexander DC, Ferizi U, Richardson S. Concepts of diffusion in MRI. In: Van Hecke W, Emsell L, Sunaert S, editors. Diffusion Tensor Imaging. New York, NY: Springer Science+Business Media; 2016.p.23-36. [Crossref]
- [6]. Basser P, Mattiello J, LeBihan D. Estimation of the effective self-diffusion tensor from NMR spin echo. J Magn Reson B 1994; 103: 247-54. [Crossref]
- [7]. Mattiello J, Basser P, Le Bihan D. The b matrix in diffusion tensor echo-planar imaging. Magn Reson Med 1997; 37: 292-300. [Crossref]
- [8]. Taylor WD, Hsu E, Krishnan KR, MacFall JR. Diffusion tensor imaging: Background, potential, and utility in psychiatric research. Biol Psychiatry 2004; 55: 201-7. [Crossref]
- [9]. Pajevic S, Pierpaoli C. Color schemes to represent the orientation of anisotropic tissues from diffusion tensor data: Application to white matter fiber tract mapping in the human brain. Magn Reson Med 1999; 42: 526-40. [Crossref]
- [10]. Dhollander T. From diffusion to the diffusion tensor. In: Van Hecke W, Emsell L, Sunaert S, editors. Diffusion Tensor Imaging. New York, NY: Springer Science+Business Media; 2016.p.37-63. [Crossref]
- [11]. Westin CF, Maier SE, Mamata H, Nabavi A, Jolesz FA, Kikinis R. Processing and visualization for diffusion tensor MRI. Med Image Anal 2002; 6: 93-108. [Crossref]
- [12]. Mori S, van Zijl PC. Fiber tracking: Principles and strategies - A technical review. NMR Biomed 2002; 15: 468-80. [Crossref]
- [13]. Taylor WD, Hsu E, Krishnan KR, MacFall JR. Diffusion tensor imaging: Background, potential, and

utility in psychiatric research. Biol Psychiatry 2004; 55: 201-7. [Crossref]

- [14]. Sundgren PC, Dong Q, Gómez-Hassan D, Mukherji SK, Maly P, Welsh R. Diffusion tensor imaging of the brain: Review of clinical applications. Neuroradiology 2004; 46: 339-50. [Crossref]
- [15]. Kim M, Kim HS. Emerging techniques in brain tumor imaging: What radiologists need to know? Korean J Radiol 2016; 17: 598-619. [Crossref]
- [16]. Marrale M, Collura G, Brai M, Toschi N, Midiri F, La Tona G, et al. Physics, techniques and review of neuroradiological applications of diffusion kurtosis imaging (DKI). Clin Neuroradiol 2016; 26: 391-403. [Crossref]
- [17]. Assaf Y, Basser PJ. Composite hindered and restricted model of diffusion (CHARMED) MR imaging of the human brain. Neuroimage 2005; 27: 48-58. [Crossref]
- [18]. 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]
- [19]. 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]
- [20]. Le Bihan D. Intravoxel incoherent motion perfusion MR imaging: A wake-up call. Radiology 2008; 249: 748-52. [Crossref]
- [21]. Harris AD, Pereira RS, Mitchell JR, Hill MD, Sevick RJ, Frayne R. A comparison of images generated from diffusion-weighted and diffusion-tensor imaging data in hyper-acute stroke. J Magn Reson Imaging 2004; 20: 193-200. [Crossref]
- [22]. Curran KM, Emsell L, Leemans A. Quantitative DTI measures. In: Van Hecke W, Emsell L, Sunaert S, editors. Diffusion Tensor Imaging. New York, NY: Springer Science+Business Media; 2016.p.65-87. [Crossref]
- [23]. Wang W, Steward CE, Desmond PM. Diffusion tensor imaging in glioblastoma multiforme and brain metastases: The role of p, q, L, and fractional anisotropy. AJNR Am J Neuroradiol 2009; 30: 203-8. [Crossref]
- [24]. Van Hecke W, Emsell L. Strategies and challenges in DTI analysis. In: Van Hecke W, Emsell L, Sunaert S, editors. Diffusion Tensor Imaging. New York, NY: Springer Science+Business Media; 2016.p.153-73. [Crossref]
- [25]. Wu YC, Alexander AL. Hybrid diffusion imaging. Neuroimage 2007; 36: 617-29. [Crossref]
- [26]. Wedeen VJ, Hagmann P, Tseng W-YJ, Reese TG, Weisskoff RM. Mapping complex tissue architecture with diffusion spectrum magnetic resonance imaging. Magn Reson Med 2005; 54: 1377-86. [Crossref]
- [27]. Özarslan, E, Shepherd TM, Vemuri BC, Blackband SJ, Mareci TH. Resolution of complex tissue

microarchitecture using the diffusion orientation transform (DOT). Neuroimage 2006; 31: 1086-103. [Crossref]

- [28]. Zhang H, Schneider T, Wheeler-Kingshott CA, Alexander DC. NODDI: Practical in vivo neurite orientation dispersion and density imaging of the human brain. Neuroimage 2012; 61: 1000-16. [Crossref]
- [29]. Alexander DC, Hubbard PL, Hall MG, Moore EA, Ptito M, Parker GJM, et al. Orientationally invariant indices of axon diameter and density from diffusion MRI. Neuroimage 2010; 52: 1374-89. [Crossref]
- [30]. Romascano D, Barakovic M, Rafael-Patino J, Dyrby TB, Thiran JP, Daducci A. ActiveAx(ADD): Toward non-parametric and orientationally invariant axon diameter distribution mapping using PGSE. Magn Reson Med 2020; 83: 2322-30. [Crossref]
- [31]. Le Bihan D. What can we see with IVIM MRI? Neuroimage 2019; 187: 56-67. [Crossref]
- [32]. Paschoal AM, Leoni RF, Dos Santos AC, Paiva FF. Intravoxel incoherent motion MRI in neurological and cerebrovascular diseases. Neuroimage Clin 2018; 20: 705-14. [Crossref]

Temel ve İleri Difüzyon Ağırlıklı MRG Teknikleri

Nail Bulakbaşı, Derya Fidan

Sayfa 261

Difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG) sekansında bir doku içerisindeki protonların, birbirine dik en az 3 yönde uygulanan difüzyon gradyentleri boyunca yaptıkları mikroskobik harekete (difüzyon) bağlı oluşan voksel içi veya arası faz kaybı ya da kayması sonucu MR sinyalinde oluşan kayıp saptanır.

Sayfa 262

Hem DAG hem de DTG, sudaki proton hareketlerinin normal (Gaussian) dağılım gösterdiğini kabul eden temel üzerine kurulmuş tek-üstel (mono-eksponansiyel) sekanslardır. Bu sekanslarda çok yüksek olmayan b-değerleri (<1000-1500 s/mm²) kullanılarak ölçülen logaritmik difüzyon sinyal attenüasyon eğrisinin lineer olduğu, başka bir deyişle tek-üstel ölçüm tekniği ile normale yakın dağılım gösteren difüzyon hareketini başarılı bir şekilde ölçebildiği görülür. Ancak bilindiği gibi bir doku içerisinde yapısal olarak farklı hızlarda difüzyon gösteren 3 temel sıvı kompartımanı bulunur ki, bunlar gösterdikleri difüzyon hızına göre sıralanacak olursa; hücre içi sıvı (yavaş), hücre dışı sıvı (hızlı) ve damar içi sıvı (çok hızlı) kompartımanlarıdır. Tek-üstel bir teknik olan DAG, sadece hücreler tarafından sınırlandırılmış bir alanda nispeten normale yakın dağılımda ve nispeten hızlı difüzyon (engellenmiş) gösteren hücre dışı (hücreler arası) sıvının izotropiğe yakın hareketine duyarlıdır. Buna karşılık hücre içi sıvıdaki protonlar daha fazla engellerin (organel ve zarlar) olduğu daha dar ve kapalı bir ortamda hareket ettikleri için difüzyonları (kısıtlanmış) daha yavaş olurken, kılcal damarlar içindeki protonların hareketleri ise damarın uzun aksı yönünde çok hızlı (izotropik), damar aksına dik yönde ise (duvarlar olduğu için) engellenmiş (anizotropik) difüzyon şeklinde olur.

Sayfa 264

Teorik olarak 6 ve daha üstü difüzyon gradyenti uygulanarak elde edilen tensör bilgisinden görüntü oluşturulurken, her bir voksel içinde en az birbirine dik 3 farklı yönde ortalama difüzyon vektörleri (eigen vektörler) hesaplanır. Hesaplanan bu eigen vektörlerin bileşimi ise o voksel içindeki total anizotropinin yön ve miktarını verir.

Sayfa 265

Traktografi beyindeki özgün ak madde yolaklarının izlenmesi ve bunların özel grafik teknikleri kullanılarak üç boyutlu olarak gösterilmesi işlemidir. Traktografi için farklı uygulama teknik ve algoritmalar tanımlanmış olsa da klinik olarak en yaygın kullanılan çizgi izlem (line propagation) algoritmasıdır.

Sayfa 266

DKG ile hücre içi sıvı gibi yavaş difüzyona sahip olan doku bileşenlerinin difüzyon özellikleri daha detaylı olarak gösterilebilir ve bu sayede engellenmiş (hücre dışı) ve kısıtlanmış (hücre içi) difüzyon ayrımı daha rahat ve daha doğru yapılabilir.

Sayfa 268

Düşük b-değerlerinde (0-200 s/mm²) bu hız farkı nedeniyle D*'nin yaptığı MR sinyalindeki bozulma daha hızlı olurken, D'nin yaptığı bozulma daha yavaş olur ve ikisi arasındaki fark belirginleşir. Bu nedenle düşük b-değerli ölçümlerde logaritmik difüzyon ağırlıklı sinyal grafiği tek-üstel serbest difüzyon için beklendiği gibi düz olmayıp, çift-üstel şekilde kavislidir ve sadece düşük b-değerlerinde elde edilen IVIM sekansı bu iki bağımsız fenomenin birbirinden ayırt edilebilmesine izin verir.

Temel ve İleri Difüzyon Ağırlıklı MRG Teknikleri

Nail Bulakbaşı, Derya Fidan

- 1. Difüzyon sekansları ile aşağıdakilerden hangisinin difüzyonu ölçülemez?
 - a. Organel içi proton difüzyonu
 - b. Hücre içi sıvı proton difüzyonu
 - c. Hücre dışı sıvı proton difüzyonu
 - d. Kapiller damar içi kan akımı
 - e. Kapiller damar içi proton difüzyonu
- 2. Logaritmik difüzyon sinyal eğirisi için aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Düşük b değerlerinde doğrusal değildir.
 - b. ADC ile b=1000 altındaki difüzyonun tamamı değerlendirilebilir
 - c. b=800 değerleri üzerinde eğrinin eğimi giderek artar.
 - d. b=1000 değeri üzerindeki değerlerde yavaş difüzyon bileşeni ölçülebilir.
 - e. IVIM ölçümü temel olarak b=200 altındaki değerlerde yapılır.
- 3. Aşağıdaki doku bileşeni-difüzyon hızı eşleştirmelerinden hangisi yanlıştır?
 - a. Hücre içi-Yavaş
 - b. Hücre dışı-Hızlı
 - c. Hücreler arası-Hızlı
 - d. Damar içi-Çok hızlı
 - e. Damar dışı-Çok hızlı
- 4. Aşağıdakilerden hangisi çift-üstel bir teknik değildir?
 - a. Q-ball görüntüleme
 - b. Difüzyon kurtosis görüntüleme
 - c. Difüzyon tensör görüntüleme
 - d. Difüzyon spektrum görüntüleme
 - e. Hibrit difüzyon görüntüleme
- 5. Aşağıdakilerden hangisi yanlış bir ifadedir?
 - a. Difüzyon görüntülemede voksel içi faz kaybına bağlı MR sinyalindeki azalma ölçülür
 - b. Anizotropik difüzyonda protonun hareketi bir veya daha fazla yönde kısıtlanmıştır.
 - c. Tek-üstel ölçüm tekniği ile normal dağılım gösteren difüzyon başarıyla ölçülebilir.
 - d. ADC ile hücre içindeki protonların yavaş hareketleri (engellenmiş difüzyon) ağırlıklı olarak ölçülebilir
 - e. Sadece düşük b-değerlerinde perfüzyon ve difüzyon birbirinden ayırt edilebilir.



Trd Sem 2020; 8: 273-284

Manyetik Rezonans Spektroskopi

Merve Horoz Dönmez 💿, Fazıl Gelal 💿

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- MRG ve MRS farkı
- Kimyasal kayma ve elektronik kalkanlama
- MRS'de sinyal lokalizasyon teknikleri
- Metabolitler
- Spektrum analizi
- Artefaktlar

Horoz Dönmez M, Gelal F. Manyetik Rezonans Spektroskopi. Trd Sem 2020; 8: 273-284.

GİRİŞ

Manyetik rezonans spektroskopi (MRS), ilgili alandan metabolik bilgi sağlayan ve manyetik rezonans görüntülemenin (MRG) sağladığı anatomik bilgiyi tamamlayan noninvaziv bir yöntemdir [1-11]. 1950'lerden beri kimyasal madde analizinde kullanılan in vitro nükleer manyetik rezonans (NMR) spektroskopisinden sonra 1980'lerden itibaren in vivo insan MRS kullanıma girmiştir. Günümüzde cekim ve veri işleme tekniklerindeki ilerlemeler sayesinde MRS, özellikle santral sinir sisteminin incelenmesinde sıklıkla kullanılmakta ve tanıya katkıda bulunmaktadır. Dolayısıyla radyologlar, giderek artan sıklıkta MRS çekimlerini değerlendirme sorumluluğu ile karşılaşmaktadır. MRS verisini doğru yorumlayabilmek için temel MRS fiziğini bilmek günümüz pratiğinde önemli hale gelmiştir [11]. Bu yazıda MRS tekniğini mümkün kalan temel kavramlar, çekim teknikleri, spektrumun değerlendirilmesinde dikkat edilecek konular, incelenen ana metabolitler ve artefaktlar gözden geçirilecektir.

MRG VE MRS FARKI

Manyetik rezonans görüntüleme, başlıca su ve yağ moleküllerinin içindeki ¹H protonlarından kaynaklanan sinyali ölçerek görüntü oluşturur. Su, vücutta yüksek miktarda (molar aralıkta) bulunduğu için MRG'de sinyal güçlüdür. MRS'de ise büyük çoğunluğu oluşturan su ve yağ sinyalleri baskılanarak diğer moleküllerde bulunan ¹H protonlarının sinyali ölçülür. Bu moleküllerin (metabolitlerin) konsantrasyonu suya göre çok düşüktür (milimolar aralıkta). Bu nedenle MRS'de sinyal çok zayıf, sinyal gürültü oranı (SNR) düşüktür; metabolitleri ölçebilmek için küçük FOV (Field of View) ve yüksek NEX (Number of Excitation) kullanılır [4, 11].

Manyetik rezonans spektroskopi vücutta "spin" özelliği bulunan (NMR aktif) ¹H, ³¹P, ¹⁹F, ¹³C, Li gibi çekirdeklerle de yapılabilir. Hidrojen atomu vücutta yüksek konsantrasyonda bulunur ve NMR duyarlılığı yüksektir; bu nedenle en sık ¹H spektroskopisi kullanılır [1, 2, 4, 6, 8]. İkinci en sık kullanılan çekirdek olan ³¹P spektroskopisinde hücre membranı ve hüc-

İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye Merve Horoz Dönmez • mrv hrz@hotmail.com re enerji düzeyi hakkında bilgi sağlanır. ¹H dışındaki MRS yöntemleri için özel yüzey sargısı gerekir.

Spektrum

Manyetik rezonans spektroskopide, protonlar RF pulsu ile uyarıldıktan sonra ortaya çıkan FID (Free Induction Decay=Serbest indüksiyonlu bozunum) sinyali Fourier Transformasyon (FT) işlemi ile spektruma dönüştürülür [2, 12]. Spektrum, farklı metabolitlerden kaynaklanan sinyallerin toplamıdır. Her metabolit, kendisine özgü bir frekansta salınım gösterir. İşte, MRS ile metabolitleri saptayabilmemizi sağlayan, farklı moleküllerin içindeki çekirdeklerin salınım frekanslarının birbirlerinden farklı olmasıdır. Buna "kimyasal kayma" denir.

Kimyasal Kayma ve Elektronik Kalkanlama

Atom çekirdeğinin çevresinde dolaşan elektronların neden olduğu manyetik alan, ana manyetik alanın (B₀) etkisini azaltır. Diğer bir deyişle atom çevresindeki elektron bulutu, çekirdeği, B₀ etkisinden koruyan bir "kalkan" görevi görür. Elektron bulutunun kalkanlama etkisi ne kadar yüksekse, çekirdeğin maruz kaldığı manyetik alan şiddeti o kadar düşük olur. Çekirdeğin rezonans (salınım) frekansı Larmor denklemiyle hesaplanır. $\omega = \Upsilon \times B_0$ (Salınım frekansı = Giromanyetik oran x Ana manyetik alan şiddeti). Gerçekte bu denklemde etkili olan B₀ değil, çekirdeğin kendi moleküler ortamında maruz kaldığı lokal manyetik alan şiddetidir. Her çekirdek, bulunduğu molekülün cinsine ve hatta aynı molekül içinde bulunduğu yere göre farklı derecelerde kalkanlanır ve farklı şiddette lokal manyetik alana maruz kalır; dolayısıyla moleküler ortamlarına göre çekirdeklerin salınım frekansları birbirlerinden farklıdır. MRS'nin temelini oluşturan bu etki (kimyasal kayma) cok küçük bir değer olup "δ" sembolü ile gösterilir. δ, manyetik alan şiddetinden bağımsız bir birim olan ppm (parts per million = milyonda birim) ile ifade edilir.

Kimyasal kayma, spektrumda yatay eksende gösterilir. Örneğin, spektrumda 1 ppm'de gösterilen bir metabolitin kimyasal kayma değeri, salınım frekansının milyonda biridir. ¹H için giromanyetik oran 42,58 MHz olduğundan 1,5 T'da ¹H salınım frekansı = 42,58 x 1,5 ~ 64 MHz (64 milyon Hz); kimyasal kayma değeri ise bunun milyonda biri olan 64 Hz'dir. Aynı metabolitin kimyasal kayma değeri 3 T'da; 42,58 x 3 ~ 128 MHz (128 milyon Hz); x10⁻⁶ = 128 Hz olacaktır. Yüzde "%" sembolü 10⁻² anlamına geldiği gibi "ppm" de 10⁻⁶ ile eş anlamdadır [3, 6, 12].

Spektrumun yatay ekseninde, simetrik yapıda ve çok iyi kalkanlanmış olan tetrametilsilan (TMS) molekülü sıfır noktası olarak kabul edilmiştir. Diğer tüm organik moleküller daha yüksek salınım frekansına sahip olup 0 ile 12 ppm arasında δ değerleri alırlar. Örneğin su molekülü 4,7 ppm'de yer alır; dolayısıyla salınım frekansı TMS molekülüne göre (1,5 T için) 4,7 x 10⁻⁶ x 64 MHz ~ 300 Hz yüksektir. MRS'de incelenen metabolitlerin çoğu 0,2-4,2 ppm aralığındadır [10].

MRS Sekansları

Manyetik rezonans spektroskopide uzaysal konumlama (sinyal lokalizasyonu) için frekans ekseninde kodlama yapılamaz; çünkü MRS zaten frekans eksenindeki farklılıkları saptamayı amaçlar. Bu yöntemde sinyal lokalizasyonu için tek voksel, multivoksel ve yüzeyel sargı teknikleri uygulanır. Bu tekniklerde en sık kullanılan sekanslar şunlardır [1, 3, 4, 9]:

 PRESS: (Point REsolved Spectroscopy): Rutin ¹H spektroskopide en çok kullanılan sekanstır. Birbirine dik 3 planda sırasıyla 90°, 180°, 180° kesit seçme pulsları gönderilir. Her 3 RF pulsuna maruz kalmış olan kesişim noktasındaki vokselde spin eko (SE) sinyal oluşur. Avantajları kolay kullanımı ve oluşan SE sinyal nedeniyle görece yüksek SNR'dır. Dezavantajları çok kısa TE'ye izin vermemesi ve tekrarlayan 180° pulslar nedeniyle dokuda enerji depolanmasının (SAR) yüksek oluşudur. Pratikte 30-35 ms TE değerleri kullanılır; PRESS'de ise 25 ms'nin altındaki TE'ler kullanılamaz; dolayısıyla T2 süresi daha kısa olan metabolitler gösterilemez. 7 T ve üzerinde metabolitlerin T2 değerleri azaldığından PRESS yararlı olmaz.

2) STEAM: (STimulated Echo Acqusition Mode): Sekans yapısı PRESS'e benzer, ancak farklı olarak kesit seçme pulslarının her üçü de 90°'dir ve oluşan sinyal SE değil uyarılmış eko (Stimulated echo-STE) dur. Avantajları, 7 ms'ye kadar kısa TE'lere izin vermesi ve kısa T2 değeri olan metabolitleri saptayabilmesi; ayrıca SAR değerinin daha düşük olmasıdır. En önemli dezavantajı ise SE yerine STE üretmesi nedeniyle SNR'ının PRESS'dekinin yarısı kadar olmasıdır. Bu nedenle 3 T ve daha düşük ¹H spektroskopide tercih edilmez.

MRS Teknikleri

Manyetik rezonans spektroskopi başlıca tek voksel ve multivoksel teknikleri ile yapılır [1-5].

Tek voksel spektroskopide birbirine dik 3 planda kesit seçme pulsu gönderilir ve bunların kesişim bölgesindeki kübik vokselde sinyal oluşur. Daha çok PRESS sekansı ile yapılır. Elde edilmesi ve yorumlanması en kolay yöntemdir. Yüksek kalitede spektrum elde edilir.

Multivoksel spektroskopinin diğer adları kimyasal kayma görüntüleme (chemical shift imaging) ve MR spektroskopik görüntülemedir. Amaç aynı anda birden çok vokselden metabolit spektrumu elde etmektir. Sinyal lokalizasyonu için kesit belirleme gradyanı yanında faz kodlama gradyanları kullanılır; frekans kodlama gradyanı kullanılmaz. Tek vokselde olduğu gibi PRESS ya da STEAM sekansları uygulanır. Faz kodlama bir yönden yapılırsa 1 boyutlu (bir kolon boyunca vokseller), iki yönden yapılırsa 2 boyutlu (bir plan boyunca vokseller), üç yönden yapılırsa 3 boyutlu (blok boyunca vokseller) multivoksel MRS gerçekleştirilmiş olur. Daha çok 2 boyutlu MR spektroskopik görüntüleme tercih edilir; elde edilen matriksin boyutunu FOV, matriks içindeki voksel sayısını ise faz kodlama basamaklarının sayısı belirler. Multivoksel MRS'deki sorunlardan biri komsu voksellerden sinval bulasmasıdır. Voksel sayısı arttıkça çözünürlük iyileşir ve komşu voksel bulaşması azalır; ancak bunun için faz kodlama sayısı artırılmalıdır, bedeli ise inceleme süresinin uzamasıdır. Multivoksel MRS'de kaliteyi fazla azaltmadan inceleme süresini kısaltan yöntemler geliştirilmiştir. Bunlar; mümkün olan en küçük FOV kullanılması, k-boşluğu örneklemesinin dikdörtgen yerine incelenen alanı kapsayacak yuvarlak şekilde yapılması, turbo MRS (multipl SE kullanarak), multislice MRS, 3D ekoplanar MRS ve paralel görüntüleme tekniklerinin kullanılmasıdır [1, 10].

Diğer bir MRS tekniği yüzeysel sargı ile sinyal lokalizasyonudur. ¹H dışı çekirdeklerin spektroskopisinde kullanılan bu yöntemde koni şeklindeki yüzeyel sargının geometrisinden yararlanılarak spektroskopik hacim belirlenir.

Tek Voksel MRS/Multivoksel MRS

Manyetik rezonans spektroskopide kullanılacak teknik, hedeflenen amaca göre seçilir. Tek voksel MRS genellikle kısa TE ile yapılır. Sınırlı bir alan incelendiğinden mükemmel shimming ve sinyal homojenitesi elde edilebilir. Bu sayede yüksek SNR ve spektral kalite sağlanır; daha doğru kantitatif analiz yapılabilir. İnceleme süresi görece kısadır. Ancak tek vokselden bilgi alındığı için büyük ve inhomojen lezyonların değerlendirilmesinde etkinliği sınırlıdır.

Multivoksel MRS genellikle orta/uzun TE ile yapılır. Geniş FOV kullanılarak birçok vokselden aynı anda bilgi alınır; bu özelliği ile büyük ve heterojen lezyonların değerlendirilmesinde uygundur. Patolojik vokseller normal olanlarla karşılaştırılabilir. Görüntü eldesinden sonra matriks içi vokseller kaydırılabilir; böylece istenen lezyon daha iyi incelenir. Voksel hacmi daha küçük olduğu için uzaysal çözünürlük daha iyidir. Ancak bu yöntemde incelemeyi planlamak ve manyetik homojeniteyi sağlamak (shimming) daha zordur. Komşu voksellerden spektral bulaşma olur. SNR ve spektral kalite daha kötüdür; metabolit kantifikasyonu görece güçtür. İnceleme süresi daha uzundur [1-5].

Kısa/Orta/Uzun TE

Kısa TE çalışmalarda (20-40 ms) transvers manyetizasyon henüz kaybolmadan sinyal okunduğu için SNR yüksektir; orta ve uzun TE'de görülmeyen glutamin-glutamat ve myo-



Resim 1. A, B. (A) TE=30 msn ve (B) TE=144 msn'de elde edilmis normal spektrumlar. TE=144 msn'de daha az sayıda metabolit izlenmektedir.

inozitol gibi metabolitler izlenir. Ancak spektrumda daha fazla pik olduğu için pikler üst üste binebilir. Orta TE çalışmalar 135-144 ms, uzun TE çalışmalar 170-288 ms'de yapılır. Orta ve uzun TE'de T2 relaksasyon süresi kısa olan metabolitlerden sinyal alınmaz; spektrumda daha az sayıda ancak keskin sınırlı pikler vardır. SNR daha kötüdür. 1,3 ppm'de laktat ve lipid pikleri üst üste biner. Laktat, TE 30-35 ms'de bazal çizginin üstünde iken TE 135-144 ms'de bazal çizginin altına döner. Bu bulgu lipid ve laktat ayrımını sağlar. TE 288 ms'de ise SNR daha da kötü, laktat ise çizginin üstündedir [1, 3, 4, 13].

Tek bir MRS incelemesi yapılacaksa kısa TE tercih edilmelidir. Çünkü bu yöntemde daha fazla sayıda metabolit saptanabilir; yalnızca kısa TE'de görülebilen metabolitler tümör, metabolik ve nörodejeneratif hastalıklar, nöbet, kronik ağrı sendromları ve myelinizasyon bozuklukları gibi birçok nörolojik hastalığın tanımlanmasında yararlıdır. İkinci olarak orta TE MRS yapılır; bunda daha gürültüsüz bazal çizgi, daha keskin pikler elde edilir. Uzun TE ise pek tercih edilmez (Resim 1).

Su ve Yağ Baskılama

Manyetik rezonans spektroskopide incelenmek istenen metabolitlerin konsantrasyonu milimol düzeyinde iken su yaklaşık 80 mol düzeyindedir. Ayrıca kemik iliği ve ciltaltında yüksek miktarda yağ vardır. Su ve yağ baskılanmadan sağlıklı bir metabolit ölçümü yapılamaz [1, 3-5]. Su baskılama için en sık kullanılan yöntem, sekans öncesinde frekans selektif saturasyon pulslarının (CHESS = CHEmical Shift Selective saturation) uygulanmasıdır. Bu yöntemde suya ait manyetizasyon transvers plana yatırılır ve bozucu gradyan ile yok edilir. Yeterli baskılama için rutinde 3 puls uygulanır. Beyin MRS'de ciltaltı ve kemik iliği yağını baskılamak için inceleme alanının çevresine uzaysal saturasyon bantları yerleştirilir. Bunlar yağ dahil çevredeki tüm sinyali baskılarlar. Meme ve prostat gibi vücut organlarının spektroskopisinde ise inversion recovery tabanlı yağ baskılama teknikleri kullanılır

Görüntülerin Elde Edilmesi

Rutin ¹H MRS incelemesinde izlenen basamaklar şöyledir [10]:

 Öncelikle tüm beyin multiplanar ön görüntüler ve üç boyutlu anatomik görüntüler (genellikle 3D FLAIR T2) elde edilir. Bunlar, spektroskopi penceresinin yerleştirilmesinde, saturasyon bantlarının planlanmasında ve çekim sonrasında spektrumlar ve renkli haritaların yerleştirilmesinde kullanılır.

- MRS tekniği (tek voksel/multivoksel) seçilir. Multivoksel MRS seçilirse 2 boyutlu ya da 3 boyutlu kararı verilir. Genellikle tek voksel (kısa TE) ile birlikte 2 boyutlu multivoksel MRS (orta TE) birlikte kullanılır.
- MRS sekansı ve inceleme parametreleri seçilir. 3 T ve aşağısında yapılan incelemelerde çoğunlukla PRESS kullanılır. TR 1500-2000 msn seçilir. Genellikle tek voksel inceleme kısa TE, multivoksel inceleme orta TE ile yapılır. Ayrıca FOV, NEX, voksel boyutu belirlenir.
- Spektroskopi penceresi ilgili alana yerleştirilir. Pencere içerisinde kemik iliği ya da ciltaltı yağı olmamasına dikkat edilir. Pencere çevresine saturasyon bantları yerleştirilir.
- Manyetik alan homojenitesini iyileştirmek için shimming işlemi uygulanır. Bu işlem, shim sargılarından elektrik akımı geçirilerek yapılır. Genellikle cihazın otomatik olarak yaptığı shimming yeterlidir; bazen manuel ayarlama gerekebilir.
- Sekanslar çalıştırılır. İnceleme süresi genellikle 5-15 dakika arasındadır.
- Spektrum ve renkli haritalar elde edilir.

Metabolitler

1,5 ya da 3,0 T MRS'de orta/uzun TE incelemelerde (144/288 msn) kolin (Cho), kreatin (Cr) ve N-asetilaspartat (NAA) görülebilir; laktat, alanin ve diğer bazı metabolitler konsantrasyonlarının arttığı patolojik durumlarda izlenir. Kısa TE (35 ms ya da daha düşük) incelemelerde ek olarak glutamat-glutamin (Glx), myoinozitol (mI), lipid ve makromoleküller saptanır [1, 3, 4, 6-8, 10].

NAA: N-asetilaspartat. δ (kimyasal kayma) = 2,02. Normal beyindeki en yüksek piktir. 2,01 ppm'deki NAA ve 2,04 ppm'deki NAAG'den (N-asetilaspartilglutamat) oluşur. Başlıca sinir sisteminde bulunur; nöronal-aksonal yoğunluğun ve canlılığın göstergesidir. Nöronal yıkım oluşturan tüm hastalıklarda azalır; Canavan ve Pelizaeus-Merzbacher hastalığında artar. Nor-

mal beyin ile volum averajı olmamışsa metastaz ya da menenjiom gibi non-nöronal lezyonlarda NAA bulunmaz.

Cr: Kreatin. $\delta = 3,02$ ve 3,91. Molekül içindeki metil grubu rezonansı 3,02 ppm, metilen grubu rezonansı 3,91 ppm'de okunur. Kreatin ve fosfokreatinden oluşur. Hücresel enerji metabolizması ile ilişkilidir. Beyindeki düzeyi görece sabit olduğu için iç standart olarak kullanılır.

Cho: Kolin. $\delta = 3,20$. Gliserofosfokolin, fosfokolin ve serbest kolinden oluşur. Bu bileşikler hücre membranı yapım ve yıkım süreçlerinde görevlidir; bu sürecin hızlandığı durumlarda (neoplazi, iskemi, demyelinizasyon, inflamasyon gibi) Cho artar. Hepatik ensefalopatide azalır.

mI: Myoinozitol. $\delta = 3,5-3,6$. Basit bir şeker olan mI temel olarak astrositlerde üretilir. Myelin yıkım ürünüdür. Glial proliferasyonun olduğu gliozis ve düşük dereceli glial tümörlerde, kortikal displazide; ayrıca akut demyelinizasyonda, Alzheimer hastalığında artar. Astrositleri hasara uğratan kronik hastalıklarda azalır.

Glx: Glutamat/Glutamin. $\delta = 2,3.1,5$ T'da Glutamat (Glu) ve Glutamin (Gln) pikleri üst üste biner ve bileşik Glx piki olarak izlenir. Glu, nöronlardan salınan majör eksitatör nörotransmitterdir. Glu, astrositlerde Gln'ye dönüştürülür. Glx, hepatik ansefalopati, inme ve demyelinizasyon gibi akut beyin hastalıklarında artar.

Lac: Laktat. $\delta = 1,3$. Normal beyinde bulunmaz. Anaerobik glikoliz sonucu oluşur; bu nedenle serebral hipoksi, iskemi, nöbet ve metabolik hastalıklarda artar. Tümörlerde de hipoksi gelişeceğinden laktat artabilir. Ayrıca yeterli yıkanma göstermeyen kistler, nekrotik-kistik tümörlerde ve normal basınçlı hidrosefalide ventrikül içinde laktat artar. Kısa TE incelemede laktatın lipid/makromolekül piklerinden ayrımı güç olabilir. Laktatın metil ve metin gruplarındaki protonlar arasındaki etkileşim (spin-spin etkileşimi/coupling) nedeniyle laktat ikiye bölünmüş pik (doublet) şeklinde izlenir. Laktat piki kısa ve uzun TE'de bazal çizginin üstünde, orta TE'de ise çizginin altında yer alır. Laktat bu iki özellik ile lipid/makromoleküllerden ayırt edilir.

Lipidler: Hücre membranının yapısında bulunur. Çok kısa relaksasyon süresi nedeniyle kısa TE'de görülür. $\delta = 0,9$ ve 1,3 ppm'de iki pik oluşturur. Lipidler normal beyinde bulunmaz, ancak komşu yağ dokusundan volum averajı olduğunda spektrumda izlenebilir. Metastazlar ve primer malign tümörler gibi hücre membran yıkımı ve nekroz ile giden patolojilerde ve inflamasyonda görülebilir.

Makromoleküller: Zemin çizgisinde dalgalanmalar şeklinde, geniş, üst üste binen pikler şeklinde izlenir. Çok kısa T2'ye bağlı yalnızca kısa TE'de görülür. En genişleri pikler $\delta = 0.9$ -2,2 ve 3,7-4,2 arasında izlenir. Beyin hücrelerinde hasar oluşturan hastalıklarda artar.

Spektrumda daha az görülen pikler: Normal beyinde var olan, ancak düşük konsantrasyona ve üst üste binen piklere bağlı ayırt edilmesi güç birçok metabolit vardır; NAAG, aspartat, etanolamin, glukoz ve glikojen gibi. Diabette ise artmış glukoz piki δ =3,4 ve 3,8'de izlenebilir. Normal beyinde var olup saptanabilmesi için özel teknikler (spectral editing) gerektiren GABA ve glutatyon gibi bileşikler mevcuttur [1]. Bazı bileşikler ise yalnızca hastalık durumlarında izlenir; keton cisimcikleri, fenilalanın, süksinat ve alanın gibi. Kan beyin bariyerini aşabilen egzojen bileşikler de spektrumda izlenebilir; etanol gibi.

MRS'de Görüntü İşleme ve Veri Gösterimi

İyi bir spektrum elde etmek için ham verinin uygun tekniklerle işlenmesi gerekir. Görüntü işleme teknikleri Fourier transform işleminden önce ve sonra uygulanır. FT'den önce uygulanan bazı yöntemler şunlardır: Zero-filling; veri noktasını çoğaltmak için ham veriye sıfırlar eklenir, böylece spektrumun dijital çözünürlüğü artar. Band-reject filter; yetersiz su baskılama durumunda rezidü su sinyallerini ortadan kaldırır. Eddy-akım düzeltme; Eddy akımına bağlı artefaktları önler. Line broadening; FID sinyali ağırlık faktörü ile çarpılır, böylece zemin gürültüsüne oranla daha fazla sinyal alınır. FT'den sonra uygulanan yöntemler: Faz düzeltme; protonların sine dalga formunda salınmasına bağlı elde edilen pikler pozitif ya da negatif yönde olabilir, bu yöntem hepsinin pozitif yönde olmasını sağlar. Bazal çizgi düzeltme; piklerin bazal çizgiden başlamasını sağlar [1-5].

MR cihazı ya da iş istasyonunda ham veriyi işleyen yazılımlar bulunur. Bunların bir bölümü tam otomatik iken bazıları yarı otomatik olup kullanıcı, protokol parametrelerini değiştirebilir. Bu yazılımlarla, klinik kullanım için yeterli düzeyde kalitatif ve semikantitatif analiz yapılabilir. Ancak elde edilen sonuçlar yalnızca benzer cihazlar arasında karşılaştırılabilir. Tüm cihazlar arasında karşılaştırmaya ve daha doğru metabolit kantifikasyonuna olanak veren ticari yazılımlar (LCModel, jMRUI) da bulunmaktadır [14, 15].

Spektrumda pik altındaki alan kabaca o metabolitin konsantrasyonu ile orantılıdır. Bu değer pik üzerinde rakamla gösterilir. Ancak bu, semikantitatif bir değerdir. Gerçek konsantrasyonu ölçmek; piklerin üst üste binmesi ve deformasyonu, bazal çizginin distorsiyonu, incelemede kullanılan yazılım ve donanımdaki değişkenlikler nedeniyle güçtür. Gerçek metabolit kantifikasyonu için konsantrasyonu bilinen iç ve dış referansların kullanımına dayanan yöntemler geliştirilmiştir, ancak bunların da güvenilirliği kuşkuludur. Klinik uygulamalarda semikantitatif değerler yanı sıra metabolit oranları kullanılmaktadır. Üç ana metabolit arasında en stabil olanı kreatin olduğundan diğer metabolitlerin kreatine oranı dikkate alınır. Ancak neoplaziler, infarkt ve metabolik hastalıklar gibi birçok durumda kreatinin de değişebileceği akılda tutulmalıdır.

Manyetik rezonans spektroskopi verisi tek voksel incelemede spektrum şeklinde, multivoksel incelemede ise spektrumun yanı sıra renkli haritalar şeklinde verilir. Bu haritalarda metabolit konsantrasyonları ya da metabolitlerin birbirlerine oranları anatomik görüntü üzerinde sayısal olarak ve renk kodlaması ile gösterilir (Resim 2) [9].

Spektrum Analizi ve Spektrum Görünümünü Etkileyen Parametreler

Spektrum görünümünü etkileyen faktörler şunlardır [6, 10, 12]:











Resim 2. A-E. Tek voksel ve multivoksel MRS. 70 yaşında erkek hastada sağ bazal ganglionlar ve talamus düzeyindeki kitleye yönelik (A, B) tek voksel spektroskopide NAA azalmış, Cho artmıştır. Ayrıca laktat piki izlenmektedir (ok). (C, D) Multivoksel spektroskopide birçok voksel örneklenmiştir. NAA azalması ve Cho artışı yanında ters dönmüş laktat piki (ok) görülmektedir. (E) Cho/NAA haritasında oransal değerler, sayılar ve maviden kırmızıya değişen renk kodlaması ile gösterilmiştir. Kırmızı ile kodlanan alanlar yüksek Cho/NAA oranlarını işaret eder. Bulgular yüksek dereceli glial tümörü destekler.



Sekil 1. Molar konsantrasyonları eşit olduğunda su ve laktat piklerinin spektral görünümü. Aktif proton sayısı 1 olan metin grubu, 2 olan su molekülü ve 3 olan metil grubuna ait piklerin yüksekliğinin bu oran ile uyumlu olduğuna dikkat ediniz. Laktat; J-coupling etkisine bağlı bölünmüş pik görünümündedir. Piklerin yatay eksendeki yerleri elektronik kalkanlama dereceleri ile ilişkilidir.

- Kimyasal kayma: Pik lokalizasyonunu belirler.
- Sinyal multiplisitesi: Bölünmüş pik görünümü; spin-spin etkileşime bağlı.
- Sinyal intensitesi: Başlıca 3 faktöre bağlıdır. 1) Ana manyetik alan şiddeti ve ısı,
 2) İncelenen çekirdeğe ait faktörler (aktif çekirdek sayısı, metabolitin T1 ve T2 relaksasyon süresi), 3) Değiştirilebilir çekim parametreleri (NEX, voksel hacmi, RF sargısı ile ilişkili parametreler -TR, TE, sapma açısı vb).

Bir molekülün kimyasal yapısını, elektronlar tarafından ne derece kalkanlandığını/rezonans frekansını biliyorsak spektrum görünümünü tahmin edebiliriz. Örneğin, su molekülü (H_20) bir çift eşdeğer proton içerir. Her iki protonun rezonans frekansı aynıdır; buna bağlı tek bir pik olarak izlenir. Elektronegatif oksijen atomuna bağlı kalkanlama düşüktür. Sonuç olarak su molekülü 4,7 ppm'de tek pik olarak görülür. Laktat molekülü ($C_3H_5O_3$) ise bir metil grubu (C H_3) ve bir metin grubu (CH) içerir. Metil grubunda kalkanlama yüksek, metin grubunda ise düşüktür. Farklı grupları içindeki protonların kalkanlama dereceleri laktata ait iki ayrı pikin yerlerini belirler. Pik yüksekliğini belirleyen faktörlerden biri aktif çekirdek sayısıdır. Metil grubunda aktif proton miktarı metin grubundakine göre 3 kat fazla olduğundan pik yüksekliği 3 kat fazladır. Ayrıca bu iki grup arasındaki ortak bir bağ nedeniyle (spin-spin etkileşimi = J coupling) her iki grupta da bölünmüş pik ortaya çıkar (Şekil 1) [12].

Pik görünümünü etkileyen ve değiştiremediğimiz faktörlerin başında spin özelliği bulunan (aktif) proton sayısı ile metabolitin T1 ve T2 relaksasyon süreleri gelir. Molar konsantrasyonları eşit olan iki metabolit karşılaştırıldığında molekül başına daha fazla proton içeren metabolit daha yüksek pik oluşturur. Molar konsantrasyon arttıkça pik yüksekliği artar. T1 süresi daha uzun metabolitler daha yüksek pik oluşturur. T2, transvers manyetizasyon sinyalinin kaybolma hızını belirler. T2 süresi kısa olan metabolitler daha küçük pikler oluşturur. T2 ayrıca pik genişliğini belirler; T2 süresi kısaldıkça pik genişliği artar. Yetersiz shimming uygulandığında manyetik alan homojenitesinde bozukluk nedeniyle T2 sinyal kaybı hızlanır; oluşan T2* etkişi piklerin daha başık ve geniş olmasına yol açar.

Bazen farklı iki metabolit üst üste binerek beklenenden daha yüksek ve geniş tek bir pik olarak izlenir. Örneğin, 1,33 ppm'deki laktat ve 1,3 ppm'deki lipid pikleri.

Pik görünümünü etkileyen değiştirebildiğimiz parametrelerden başlıcaları şunlardır [10]:

- Voksel hacmi ile SNR arasında doğru ve lineer ilişki vardır. Hacim 2 katına çıkarsa SNR 2 kat artar. Voksel hacmi arttıkça içerisindeki aktif proton sayısı da artacağından pik yüksekliği artar.
- NEX arttıkça SNR, karekök NEX kadar artar. SNR arttıkça pikler daha keskin olur ve bazal gürültü azalır. Ancak inceleme süresi NEX ile doğru orantılı olarak artar. Süre ve SNR dengesini sağlamak için NEX, tek voksel MRS'de 64-128, 2D multivoksel MRS'de ise 2-8 arasında seçilir.
- TE, T2 ağırlığı kontrol eder. TE kısa tutulursa T2 sinyalinin kaybolması için yeterli

zaman geçmeden sinyal okunacağı için T2 süresi kısa olan metabolitlerden de sinyal alınır. Orta ve uzun TE'de yalnızca 3 ana metabolit piki görülür; bazal çizgideki makromoleküllere ait ondülasyon kaybolur. TE uzadıkça ilerleyici T2 sinyal kaybına bağlı pik yükseklikleri azalır ve zemin gürültüsü artar.

 TR, T1 ağırlığı kontrol eder. TR, bir metabolitin T1 relaksasyon süresinden kısa tutulursa, o metabolitin T1 sinyali tam olarak geri kazanılmadığı için daha kısa bir pik oluşur. Ancak TR inceleme süresi ile lineer ilişki gösterdiğinden genellikle 1500-2000 msn aralığında seçilir.

J coupling: Bazen pikler ikiye, üçe ya da daha fazlaya bölünmüş şekilde izlenir. Bunun nedeni spin-spin etkileşimi ya da J coupling adı verilen etkidir. J coupling, aynı molekül içindeki aktif çekirdekler arasında, elektron bağları aracılığı ile polarizasyon transferine bağlı oluşur. Alt pikler arasındaki mesafeyi belirleyen etkileşim katsayısı (J) olup Hz ile gösterilir. Beyin MRS'de J coupling etkisi birçok metabolitte olsa da en fazla laktat molekülünde görülür [2, 6].

Tuzak ve Artefaktlar

Yetersiz su baskılama: Su piki yeterince baskılanmazsa diğer metabolitler zemin gürültüsü içinde kaybolur.

Lipid bulaşması: Kesit belirleme pulsları seçilen voksel komşuluğundaki protonları da bir miktar uyarır. Voksel çevresinde yağ gibi yüksek yoğunlukta metabolitler varsa bunlara ait pikler de spektruma dahil olur. Bu artefaktı önlemek için spektroskopi penceresini küçültmek, pencereyi yerleştirirken yağ içerikli alanlardan uzak tutmak; çevresine dikkatli bir şekilde uzaysal saturasyon bantları koymak gerekir.

Yetersiz manyetik alan homojenitesi: Manyetik alan homojenitesi spektrum kalitesini belirleyen önemli faktörlerden biridir. Yetersiz shimming yapılmışsa, spektroskopi penceresi duyarlılık etkisinin belirgin olduğu kemikler çevresine, hava-yumuşak doku arayüzlerine ya da paramanyetik cisimlerin yakınına yerleştirilmişse homojenite azalır; SNR düşer, pikler daha basık ve geniş izlenir.

Eddy akımları: Gradyanların açılıp kapanması sırasında oluşan elektrik akımlarına bağlı pik şekilleri bozulur, kantifikasyon güçleşir. Düzeltme yazılımları ile önlenir.

Kimyasal kayma artefaktı: MRG'deki yağ-su kimyasal kaymasına benzer. Anatomik olarak aynı voksel içinde yer alan iki metabolit, salınım frekansları arasındaki fark nedeniyle birbirlerine göre yer değiştirir ve kısmen voksel dışında kodlanır. Bu artefakt yüksek tesla ve tek voksel MRS'de sorun olur; kesit belirleme pulsunun bant genişliği düştükçe belirginleşir. Daha yüksek bant genişliği ve daha güçlü gradyanlar kullanılarak azaltılır.

Multivoksel MRS'de spektral bulaşma: MRG'deki trunkasyon artefaktına benzer. Spektroskopi penceresi içindeki vokseller yeterince küçük olmadığı için sinyal dijitalize edilirken önemli miktarda budanır. FT sonrası pikler komşu voksellere doğru dalgacıklar halinde yayılır. Bu artefakt dijital filtrelerle ve voksel sayısı artırılarak azaltılır.

Hareket artefaktı: Pik genişliğinde artma, pik yüksekliğinde azalma, piklerin hatalı pozisyona konumlanması ve çift pik oluşumu şeklinde izlenebilir [4, 10, 16].

TE süresi ile ilgili tuzaklar: 1) Kısa TE kullanıldığında bazal çizginin düzensiz-ondülan yapısına bağlı metabolit kantifikasyonu hatalı olabilir. 2) Kısa TE'de Glx arttığında NAA piki ile üst üste binerek NAA'nin hatalı olarak yüksek izlenmesine neden olabilir. 3) Kısa TE'de T2 süresi kısa olan metabolitler izlenmez. 4) TE süresi uzadıkça metabolitler sinyal kaybeder. Ancak Cr'deki sinyal kaybı, Cho'dekine göre daha fazladır. Kısa TE'de Cho/Cr oranı normal iken uzun TE'de oran artmış olabilir. Yalnızca uzun TE ile değerlendirme yapılırsa Cho/Cr oranı hatalı olarak yüksek bulunabilir. Hatalı tanıyı önlemek için kısa TE inceleme de yapılmalıdır [11].

1,5 T ve 3 T MR'da MRS

3 T'da 1,5 T'ya göre:

- SNR artar. Bu artış, inceleme süresinde kısalma ya da uzaysal çözünürlükte artış olarak kullanılabilir. Ancak SNR artışı lineer değildir.
- Spektral çözünürlük artar. Pikler arasındaki mesafe genişler, piklerin değerlendirilmesi kolaylaşır.
- T1 süresi hafifçe uzar. T2 süresi kısalır; buna bağlı pik genişliği artar.
- Manyetik inhomojenite, duyarlılık ve eddy artefaktlarına daha hassastır.
- Kimyasal kayma artefaktı daha fazladır [3, 4].

MRS'de Gadolinium Etkisi

Manyetik rezonans spektroskopi, kontrast madde verildikten sonra yapılırsa Gd lezyon içinde birikerek pik genişliklerinin artmasına ve tanının zorlaşmasına neden olabilir. Bu nedenle MRS tercihan kontrast madde verilmeden önce yapılmalıdır [3].

SONUÇ

Manyetik rezonans spektroskopi, hem çekim hem de yorumlama aşamasında özen ve bilgi birikimi gerektiren bir yöntemdir. Bu makalede özetlenen temel kavramları bilmek, bu yöntemden sağlayacağımız yararı artıracaktır.

Kaynaklar

- Zhu H, Barker PB. MR spectroscopy and spectroscopic imaging of the brain. Methods Mol Biol 2011; 711: 203-26. [Crossref]
- [2]. Tognarelli JM, Dawood M, Shariff MIF, Grover VPB, Crossey MME, Cox IJ, et al. Magnetic resonance spectroscopy: Principles and techniques: Lessons for clinicians. J Clin Exp Hepatol 2015; 5: 320-8. [Crossref]

- [3]. Cecil KM. Proton magnetic resonance spectroscopy: Technique for the neuroradiologist. Neuroimaging Clin N Am 2013; 23: 381-92. [Crossref]
- [4]. Bertoldo D, Watcharakorn A, Castillo M. Brain proton magnetic resonance spectroscopy. Introduction and overview. Neuroimag Clin N Am 2013; 23: 359-80. [Crossref]
- [5]. Posse S, Otazo R, Dager SR, Alger J. MR spectroscopic imaging: Principles and recent advances. J Magn Reson Imaging 2013; 37: 1301-25. [Crossref]
- [6]. Hajek M, Dezortova M. Introduction to clinical in vivo MR spectroscopy. Eur J Radiol 2008; 67: 185-93. [Crossref]
- [7]. Öz G, Alger JR, Barker PB, Bartha R, Bizzi A, Boesch C, et al. Clinical proton MR spectroscopy in central nervous system disorders. Radiology 2014; 270: 658-79. [Crossref]
- [8]. Gujar SK, Maheshwari S, Bjorkman-Burtscher I, Sundgren PC. Magnetic resonance spectroscopy. J Neuro-Ophthalmol 2005; 25: 217-26. [Crossref]
- [9]. Gelal F. Manyetik rezonans görüntülemede ileri teknikler -1. In: Gelal F, editor. Radyoloji Fiziği. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2019.p.197-202.
- [10]. MR Spectroscopy. Questions and answers in MRI. c2018. Available from: http://www.mriquestions. com/hellipmrspectroscopy.html.
- [11]. Cianfoni A, Law M, Re TJ, Dubowitz DJ, Rumboldt Z, Imbesi SG. Clinical pitfalls related to short and long echo times in cerebral MR spectroscopy. J Neuroradiol 2011; 38: 69-75. [Crossref]
- [12]. Magnetic Resonance Spectroscopy. Available from: https://www.mc.vanderbilt.edu/documents/fmri/files/2013_Phys352A_MRS(1).pdf.
- [13]. ACR-ASNR practice guideline for the performance and interpretation of magnetic resonance spectroscopy of the central nervous system. American College of Radiology, Revised 2008. Available from: https://mriquestions.com/uploads/3/4/5/7/34572113/ acr_practice_guidelines_mr_spectroscopy.pdf.
- [14]. Provencher SW. Automatic quantitation of localized in vivo 1H spectra with LCModel. NMR Biomed. 2001; 14: 260-4. [Crossref]
- [15]. Naressi A, Couturier C, Castang I, de Beer R, Graveron-Demilly D. Java-based graphical user interface for MRUI, a software package for quantitation of in vivo/medical magnetic resonance spectroscopy signals. Comput Biol Med 2001; 31: 269-86. [Crossref]
- [16]. Kreis R. Issues of spectral quality in clinical 1H-magnetic resonance spectroscopy and a gallery of artifacts. NMR Biomed 2004; 17: 361-81. [Crossref]

Manyetik Rezonans Spektroskopi

Merve Horoz Dönmez, Fazıl Gelal

Sayfa 274

Her çekirdek, bulunduğu molekülün cinsine ve hatta aynı molekül içinde bulunduğu yere göre farklı derecelerde kalkanlanır ve farklı şiddette lokal manyetik alana maruz kalır; dolayısıyla moleküler ortamlarına göre çekirdeklerin salınım frekansları birbirlerinden farklıdır. MRS'nin temelini oluşturan bu etki (kimyasal kayma) çok küçük bir değer olup " δ " sembolü ile gösterilir. δ , manyetik alan şiddetinden bağımsız bir birim olan ppm (parts per million = milyonda birim) ile ifade edilir.

Sayfa 274

Manyetik rezonans spektroskopide uzaysal konumlama (sinyal lokalizasyonu) için frekans ekseninde kodlama yapılamaz; çünkü MRS zaten frekans eksenindeki farklılıkları saptamayı amaçlar. Bu yöntemde sinyal lokalizasyonu için tek voksel, multivoksel ve yüzeyel sargı teknikleri uygulanır.

Sayfa 277

MRS tekniği (tek voksel/multivoksel) seçilir. Multivoksel MRS seçilirse 2 boyutlu ya da 3 boyutlu kararı verilir. Genellikle tek voksel (kısa TE) ile birlikte 2 boyutlu multivoksel MRS (orta TE) birlikte kullanılır.

Sayfa 277

1,5 ya da 3,0 T MRS'de orta/uzun TE incelemelerde (144/288 msn) kolin (Cho), kreatin (Cr) ve N-asetilaspartat (NAA) görülebilir; laktat, alanin ve diğer bazı metabolitler konsantrasyonlarının arttığı patolojik durumlarda izlenir. Kısa TE (35 ms ya da daha düşük) incelemelerde ek olarak glutamat-glutamin (Glx), myoinozitol (mI), lipid ve makromoleküller saptanır.

Sayfa 280

Molar konsantrasyonları eşit olan iki metabolit karşılaştırıldığında molekül başına daha fazla proton içeren metabolit daha yüksek pik oluşturur. Molar konsantrasyon arttıkça pik yüksekliği artar.

Sayfa 281

Manyetik alan homojenitesi spektrum kalitesini belirleyen önemli faktörlerden biridir. Yetersiz shimming yapılmışsa, spektroskopi penceresi duyarlılık etkisinin belirgin olduğu kemikler çevresine, hava-yumuşak doku arayüzlerine ya da paramanyetik cisimlerin yakınına yerleştirilmişse homojenite azalır; SNR düşer, pikler daha basık ve geniş izlenir.

Manyetik Rezonans Spektroskopi

Merve Horoz Dönmez, Fazıl Gelal

- 1. MR spektroskopide kullanılan sekanslar için aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. PRESS sekansı en sık kullanılan yöntemdir ve birbirine dik 90°, 180°, 180° kesit seçme pulsları kullanılır.
 - b. Çok kısa TE'ye izin vermemesi ve yüksek SAR değerleri PRESS sekansının dezavantajlarıdır.
 - c. STEAM sekansında kullanılan kesit seçme pulslarının üçü de 90°'dir.
 - d. PRESS sekansı ile karşılaştırıldığında STEAM sekansının SNR değeri daha yüksektir.
 - e. STEAM sekansında kısa TE değerleri kullanılabilir.
- 2. MR spektroskopide kullanılan teknikler için aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. En çok kullanılan yöntemler tek voksel ve multivoksel spektroskopidir.
 - b. Tek voksel MRS genellikle kısa TE ile yapılır, yüksek SNR ve spektral kalite sağlanır.
 - c. Multivoksel MRS genellikle orta-uzun TE ile yapılır. Geniş FOV kullanılarak birçok vokselden sinyal alınır; böylece büyük ve heterojen lezyonlar daha iyi değerlendirilir.
 - d. Multivoksel MRS'de komşu voksellerden sinyal bulaşı olabilir; SNR ve spektral kalite tek vokseldekine göre daha kötüdür.
 - e. Pratikte daha çok 3 boyutlu multivoksel spektroskopik görüntüleme tercih edilir.
- 3. Normalde beyin dokusunda bulunmayan, iskemi, nöbet, metabolik hastalık gibi durumlarda artan ve spektrumda ikiye bölünmüş pik şeklinde izlenen metabolit hangisidir?
 - a. N-asetilaspartat
 - b. Kolin
 - c. Laktat
 - d. Kreatin
 - e. Glutamat/Glutamin
- 4. MRS'de saptanan metabolitler ile ilgili hangisi doğrudur?
 - a. Normal beyindeki en yüksek pik Cho pikidir.
 - b. Beyindeki düzeyi görece sabit olduğu için iç standart olarak kullanılan metabolit NAA'dır.
 - c. Canavan ve Pelizaeus-Merzbacher hastalığında NAA azalır.
 - d. Kısa TE incelemelerde, orta/uzun TE incelemelerdeki metabolitlere ek olarak Glx, mI, lipid ve makromoleküller saptanır.
 - e. Metastaz ve menenjiomda NAA yüksek düzeyde izlenir.
- 5. Hangisi spektrumdaki piklerin görünümünü etkileyen değiştirebildiğimiz parametrelerden değildir?
 - a. Voksel hacmi
 - b. Metabolitin T2 relaksasyon süresi
 - c. NEX
 - d. TE
 - e. TR

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

➢ İlhan Erden ● erden@medicine.ankara.edu.tr

285

TÜRK RADYOLOJİ SEMİNERLERİ

Trd Sem 2020; 8: 285-293

İlhan Erden 匝

PET/MR

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- PET/MR tekniğinin temel prensiplerini kavramak
- PET/MR tekniğinin avantajlarını ve sınırlamalarını anlamak

Erden İ. PET/MR. Trd Sem 2020; 8: 285-293.

GIRIŞ

Günümüzde, "eş zamanlı PET/MR" olarak bilinen yeni ve heyecan verici bir hibrit görüntüleme tekniği klinik arenaya girmiştir. PET/MR ile ilgili araştırmalar, PET/BT'nin ilk protipleri geliştirilmeden önce başlamıştır. İlk çalışmalar, 1997 yılında S.R. Cherry ve P. Marsden'in içinde bulunduğu grup tarafından yayınlanmıştır [1].

PET/MR gibi yüksek düzeyde entegrasyonu gerçekleştirmenin teknik, pratik ve klinik açıdan çok sayıda zorluğu vardır. MR'ın PET üzerinde, PET'in de MR üzerinde potansiyel fizik etkileşimleri çok fazladır. Öncelikle PET donanımları ve PET sinyallerinin, manyetik alan tarafından engellenmemesi, tam ve sınırsız MR performansı elde etmek için de PET sisteminin, elektromanyetik MR alanlarını ve sinyallerini engellememesi gerekmektedir [2].

PET/BT'DEN PET/MR'A GEÇİŞ

Onkolojide yaygın kullanılan PET/BT gibi mükemmel bir teknik varken PET/MR'a neden ihtiyaç duyuldu? PET/BT'de BT anatomik lokalizasyon sağlarken, PET/MR'da MR anatomik bilgiler yanında fizyolojik, metabolik ve moleküler bilgiler vermektedir. PET/MR'ın PET/BT'ye göre en önemli avantajı radyasyon maruziyetinin düşük olmasıdır. MR'ın mükemmel yumuşak doku kontrastı, yüksek uzaysal ve temporal çözünürlüğü, PET/BT'ye tercih edilmesinde önemli bir etkendir. Ayrıca MR'ın, difüzyon ağırlıklı görüntüleme, perfüzyon ağırlıklı görüntüleme ve MR spektroskopi gibi kantitatif veriler sağlayan özellikleri, PET/MR'a önemli üstünlük sağlamaktadır (Tablo 1) [1-3].

 PET/MR'ın en önemli klinik uygulama alanları hakkında fikir sahibi olmak

PET/MR'ın bir diğer avantajı, hem MR hem PET gerektiren hastalarda bu incelemelerin eş zamanlı olarak tek seferde gerçekleştirilmesidir. Birleşik bir tek inceleme hem hasta hem de hastane için anlamlı faydalar sağlayabilir [1-3].

PET/MR'IN ZORLUKLARI

Doku atenüasyon haritalarının hesaplanması: Doku atenüasyonunun tam hesaplanmasının temel amacı, dokudaki PET izleyici tutulumunun sayısal ölçümünü elde etmektir.

> doi: 10.5152/trs.2020.898 turkradyolojiseminerleri.org

EĞİTİCİ NOKTA



Tablo 1: PET/BT VE PET/MIK IN AVANTAJIARI VE SINIFIAMAIARI					
	PET/BT	PET/MRG			
Avantajlar	Yüksek çözünürlüklü anatomi	MR'ın yüksek yumuşak doku kontrastı			
	Mümkün olan en iyi füzyon	Eş zamanlı görüntüleme imkanı			
	Yarı eş zamanlı görüntüleme	Daha az radyasyon (MR=0)			
	Gürültüsüz/hızlı attenüasyon düzeltmesi	MR upgrade=yeni MR sekansları			
	Hızlı tüm vücut görüntüleme				
Sınırlamalar	Radyasyon maruziyeti (BT'den)	MR uyumlu PET detektörü			
	Lokal hareket kaynaklı yanlış hizalama	MR tabanlı atenüasyon düzeltmesi			
	Sadece yarı-eş zamanlı çekim	PET/MR dizaynının sınırlamaları			
	Üst donanım modeline geçilmesi zor	Hasta konforu			
	PET geri ödemelerinde yaşanan sıkıntılar	Klinik uygulamalar ve araştırmalar az			
Kaynak: Ratib ve ark. [3].					

Standart izleyici tutulumunun (SUV) yarı sayısal hesabı bugün kullanılan en yaygın ve en basit yöntemdir [2].

Hibrit görüntüleme protokollerinin zorlukları: PET/MR'ın en sıkıntılı yönlerinden biri kullanılan protokollerin karmasık ve heterojen olmasıdır. Karmaşık MR protokollerinin kombinasyonu inceleme süresini uzatır. Bu nedenle, MR sekansları her iki yöntemin kapasitesinden maksimum vararlanacak sekilde optimize edilmelidir [2].

PET/MR SİSTEM TASARIMI

PET/MR sistemlerinin ilk tasarım konseptleri 2006 yılında sunuldu. MR yöntemi, PET için mükemmel bir tamamlayıcı olarak görülmektedir. PET ve MR'ın kombine edilmesi için 3 farklı tasarım geliştirilmiştir [2-5]:

- PET/BT-MR shuttle sistemi
- Eş düzlemli (co-planar) PET/MR
- Eş zamanlı (entegre) PET/MR

PET/BT-MR Shuttle Sistemi (Triomodality)

General Electric firması, 2010 yılı sonlarında basit bir tasarım önerdi. Bu sistem bitişik odalarda PET/BT ve 3T MR cihazlarının kombinasyonlarından oluşuyordu. Hastaya önce PET/BT çekildikten sonra bir mobil yanaştırma masası ile MR tetkiki yapılmaktaydı [2, 3].

Eş Düzlemli (Co-planar) PET/MR

Philips 2010 yılında; PET/MR için biraz daha entegre bir yaklaşım önerdi. Sistem 'TOF-PET' ile 3 Tesla MR cihazlarını birleştiren eş düzlemli bir tasarım konseptine dayalıdır. Her iki cihaz arasına monte edilmiş döner masa platformu ile birleştirilmişti (Sekil 1) [2, 3].

Bu her iki sistemin en önemli eksikliği, eş zamanlı inceleme yapılamamasıdır. Ayrıca bu sistemlerde, tarama geçişi esnasında hasta hareketlerinden kaynaklanan kayıt hatalarının düzeltilmesi zordur [2, 3].

Eş Zamanlı (Entegre) PET/MR

Klinik kullanım amacıyla ilk entegre PET/ MR 2006 yılında sunuldu. Bu PET/MR sisteminin prototipi (Brain PET/MR Siemens Heathcare) ile sadece beyin görüntülenebilmekteydi. Eş zamanlı sistem, PET dedektörlerinin ve elektronik donanımının, MR tarayıcısının içine tam entegrasyonu teknik açıdan, her iki alt sistemde önemli değişiklikler gerektirdiğinden, en zorlayıcı yaklaşımdır. Ancak, bu yöntemin


Şekil 1. Eş düzlemli PET/MR sistemi. Kaynak: Philips Ingenuity TF PRT/MR.

yeni tanı ve araştırma olanakları için var olan yüksek potansiyeli, bu tasarımın inkar edilemez en önemli avantajıdır [2-5].

"Tüm vücut entegre PET/MR" ilk olarak 2010 yılında klinik kullanıma sunuldu. Entegre PET/MR'ın en önemli özelliği, PET ve MR verilerinin eş zamanlı olarak elde edilmesidir (Siemens Biograph mMR) (Şekil 2) [2-6].

PET/MR'DA ÇÖZÜMLENEN TEKNİK ZORLUKLAR

MR Uyumlu PET Dedektörleri

PET dedektör yapısında bulunan ve fotonları elektrik sinyallerine çeviren foton çoğaltıcı tüpler (FÇT) dış manyetik alana son derece hassastırlar. PET/MR'da en önemli teknik gelişme güçlü manyetik alanda dahi gama kuantumunu tespit edebilen ve tespit edilen bulguları sintilasyon ışığından elektrik sinyallerine çevirebilen lütesyum oksiortosilikat (LSO) kristalleri ile avalans fotodiotlarının (AFD) kombinasyonu olmuştur. LSO ile AFD kombinasyonunun diğer bir avantajı FÇT'lere göre daha az yer kaplaması ve MR cihazının içine entegre edilebilmesidir (Şekil 3, 4) [2-4, 6].

Avalans fotodiotlarının en önemli dezavantajı temporal rezolüsyonunun düşük olmasıdır. Temporal rezolüsyonun iyileştirilmesine ilişkin



Şekil 2. Eş zamanlı PET/MR sistemi. Kaynak: Quick et al. [6].

2014 RSNA toplantısında silikon foton çoğaltıcı tüplerin (SFÇT) tanıtımı, bu sorunun çözümüne yönelik önemli bir adım olmuştur [2, 4, 5].

Temporal rezolüsyonun 1 nanosaniyenin altında olması, TOF (time of flight) yapabilen sistemlere olanak sağlar (GE-SIGNA PET/ MR). TOF teknolojisi; PET kamerasında saptanan sinyalin yeri ile ilgili belirsizliği azaltarak foton sayımlarına bağlı gürültünün azaltılması ve dolayısıyla sinyal-gürültü oranının iki kat artmasını sağlar. Böylelikle, daha iyi PET görüntü kontrastı sağlanması ve daha düşük dozda, daha kısa sürede kaliteli PET görüntülerinin elde edilmesini mümkün olur [2-5].

Radyofrekans Shielding

PET/MR'da zamanla değişen güçlü MR alanları ile PET dedektörü arasında etkileşim olmasını önlemek için gereklidir [2].

Atenüasyon Düzeltme (AD)

Gama ışınları, vücuttan geçerken enerjilerinin bir kısmını kaybederler. Vücuttaki radyoaktivite dağılımının görüntüsünü doğru bir şekilde yansıtmak için çeşitli doku ve organların attenüasyonları dikkate alınmalıdır. Aksi takdirde, PET tekniğiyle elde edilen veriler hatalı olur. PET görüntüleri attenüasyon düzeltmesi



Şekil 3. MR uyumlu PET dedektör yapısı. Kaynak: Quick et al. [6].



Şekil 4. PET dedektörleri (kırmızı oklar). Detektör, RF koilin arkasına yerleştirilmiştir.

(AD) yapılmadan elde edilirse, artefakt oluşmakta ve radyofarmasotik tutulumunun sayısal değerlendirilmesinde (SUV) önemli hatalar ortaya çıkmaktadır. PET/BT'de attenüasyon düzeltmesi için elde edilen BT görüntüsü kullanılmaktadır. BT verilerinin AD'de kullanılabilmesi için 511 Kev düzeyindeki attenüasyon katsayılarının karşılığı olan değerlere dönüştürülmesi gerekir [2-5].

MR tabanlı AD, MR görüntülerini attenüasyon haritalarına direkt olarak çeviremez, çünkü MR elektron dansite bilgisi sağlayamaz. MR sinyalini oluşturan proton dansitesi, hava ve kemik dokuda düşüktür. Farklı attenüasyon karakteristikleri olan bu dokuların attenüasyonunun düzeltilmesi zordur. MR tabanlı attenüasyon düzeltmesi için, Dixon tekniği kullanılmaktadır. Dixon tekniği, 4 sınıf segmentasyon sağlayarak hastanın su ve yağ bileşenlerinin ayrı ayrı görüntülenmesine olanak verir. Bu yöntem, sadece yağ, sadece su ve yağ-su görüntülerinin rekonstrüksiyonunu sağlar ve hava, yağ, kas ve akciğerler için doku bölütlemesine imkan verir. Tüm imaj grupları, hava ve akciğerlerin sınırlarının otomatik olarak belirlenmesi için kullanılır. Bu yaklaşımla kemik dikkate alınmaz. İlk sonuçlar, bu yaklaşımın güvenilir bir şekilde çalıştığını göstermiştir [2-5].

PET/MR ARTEFAKTLARI

Donanım ve Tasarım

Trunkasyon artefaktı: PET/MR sistemlerindeki aksiyel FOV'un, PET'inkine kıyasla daha küçük olmasından kaynaklanır. Kollarda kesilme (Trunkasyon) etkisine neden olur.

Çözüm: Özel rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılması [2].

İnhomojenite artefaktı: Aksiyel görüntüleme alanlarının kenarlarında görülür. Ana manyetik alanın sınırlı homojenitesinden kaynaklanır. Kollarda, sinüzoidal kenar artefaktı şeklinde görünür. Çoğunlukla trunkasyon artefaktı ile beraberdir.

Çözüm: Hastaların mümkünse maksimum transvers FOV içinde konumlandırılması [2].

İstemsiz hasta hareketi: PET/MR görüntülerinde yanlış hizalama ve bulanıklaşmaya neden olabilir.

Çözüm: Gating teknikleri ya da MR tabanlı navigatör işlemi [2].

Atenüasyon Katsayıları Dönüşümü

Kemik dokunun dikkate alınmaması: Kemik içeren bölgeler, PET aktivitesinin ardışıklığı ve atenüasyonunun, olduğundan daha az gösterilmesine ve PET görüntülerinde sinyal kaybına neden olur.

Çözüm: Atlas tabanlı algoritma, ultrashort TE sekansı [2].

Metalik implantlar: MR'da metalik implantlara ait görüntü-sinyal kayıpları, MR tabanlı atenüasyon haritalarında hava dolu boşluklar olarak sınıflandırılır ve PET görüntüsünde sinyal kaybına neden olur.

Çözüm: Sinyal kayıplarının yarı iç boyama tekniği ile yumuşak doku ile değiştirilmesi [2].

Doku inversiyonu: MR atenüasyon düzeltmede, 4 sınıf doku segmentasyon tekniği başarısız olabilir ve ters doku sınıflandırması ile sonuçlanır (karaciğer dokusu akciğer dokusu şeklinde segmente edilebilir).

Çözüm: Geriye dönük manuel işlem ya da görüntülerin yeniden segmentasyonu [2].

MR kontrast maddeleri: Kontrast maddeler, attenüasyon düzeltme -PET verisinin sapmasına ya da MRAD'de yanlış doku sınıflamasına neden olabilir.

Çözüm: Atlas tabanlı gibi ileri attenüasyon düzeltme algoritmaları [2].

PET/MR İŞ AKIŞI

PET/MR görüntülemenin, sadece bir organa ya da bir bölgeye mi odaklanacağı ya da tüm vücut görüntüleme mi yapılacağı önceden planlanmalıdır. İnceleme süresinin kısa olması için sekanslar dikkatle seçilmelidir. Eş zamanlı tüm gövde PET/MR için, öncelikle verteksten dizlere kadar, PET yatakları (anatomik istasyonları) seçilir. PET atenüasyon düzeltmesi için anatomik sınır işaretlemelerinin yapılmasından sonra, aksiyel ve koronal MR sekansları belirlenir (Şekil 5, 6). Ünitemizde, tüm gövde inceleme süresi 25 dakika, organa yönelik eş zamanlı PET/MR inceleme süresi ise 20 dakika civarındadır.

PET/MR'da, genellikle Flor¹⁸ ile işaretlenmiş FDG (fluoro-2-deoksi-D-glukoz) kullanılmaktadır. Bu maddenin yarı ömrü 110 dakikadır. Bu nedenle, günlük pratikte en çok kullanılan



Şekil 5. Tüm gövde eş zamanlı PET/MR iş akışı ve MR sekansları.



Şekil 6. Organa (prostat) yönelik eş zamanlı PET/ MR iş akışı ve MR sekansları.

radyonükliddir. Pozitron yayıcı radyonüklidler siklotron adı verilen sistemlerde yapay olarak oluşturulurlar [2-5]. PET'de kullanılan izotoplar Tablo 2'de gösterilmiştir.

Dünya genelinde, 2016 yılı itibarıyla, 150'den fazla PET/MR cihazı kullanımdadır [7]. Ülkemizde, üçü üniversite hastanelerinde, biri özel kurumda olmak üzere 4 PET/MR cihazı bulunmaktadır. Ankara Üniversitesi'nde PET/MR çalışmaları Radyoloji ve Nükleer Tıp Anabilim Dalları öğretim üyeleri ve uzmanları



Şekil 7. Rektum kanseri olgusu. Flor 18-Fluorodeoksiglukoz PET/MRG'de, rektum duvarındaki primer tümörde, karaciğer ve akciğerdeki metastatik kitlelerde patolojik radyoaktivite tutulumu. Kaynak: Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji-Nükleer Tıp Anabilim Dalı Arşivi'nden.

Tablo 2: PET'de Kullanılan İzotoplar					
İzotop	Yarılanma ömrü (dakika)				
Oksijen 15 (O-15)	2				
Nitrojen 13 (N-13)	10				
Karbon 11 (C-11)	20				
Galyum 68 (Ga-68)	68				
Flor 18 (F-18)	110				

tarafından ortak yürütülmektedir. Ankara Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda yer alan siklotron cihazında yarılanma ömrü kısa olan radyoizotoplar üretilmektedir. Bu da, yeni araştırmalara olanak sağlamaktadır.

İŞLETİM GEREKSİNİMLERİ VE RAPORLAMA

Altyapı bakımından, departmanlar arasında belirli bir seviyede işbirliğinin gerçekleştirilmesi ve hatta bazı durumlarda, yeniden yapılandırılma yapılması gerekmektedir. Bunun amacı, Nükleer Tıp ve Radyoloji personellerini birbirine yakınlaştırmaktır. PET/MR cihazının çalıştırılması konusunda teknik personele çift eğitim verilmesi gerekirken, diğer bir uzun süreç gerektiren konu, Radyoloji uzmanları ve Nükleer Tıp hekimlerinin çapraz eğitime tabii tutulmalarıdır. Radyoloji ve Nükleer Tıp uzmanları, birlikte tartışarak bilgilerini tek bir raporda birleştirmeleri için zorlanmalıdır [2-3]. Cenevre Üniversitesi Nükleer Tıp profesörü Dr. Osman Ratib'in öngörüsüne göre, bu tutum, gelecek yıllarda çok takdir edilecek ve her iki anabilim dalı için bir kazanım olacaktır [3].

KLİNİK UYGULAMALAR

Onkolojik Uygulamalar

PET/MR'ın en yaygın kullanım alanı onkolojidir. MR'ın mükemmel yumuşak doku kontrast çözümleme gücü nedeniyle, PET/MR, beyin, baş-boyun, akciğer, abdomen, pelvis, çocukluk çağı kanserleri ve lenfoma olgularının evrelendirilmesinde, tedaviye yanıtın belirlenmesinde ve radyasyon tedavisinin planlanmasında kullanılmaktadır (Şekil 7) [2, 3, 5-8].

Hirsch ve ark. [8], PET/MR'ın efektif dozunun PET/BT'nin %20'si kadar olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle PET-MR'ın ek tetkik ve takip gerektiren pediatrik hasta grubunda ve genç erişkinlerde kullanım alanı yaygındır.

PET/MR, yalnız tümör yanıtı değil neoadjuvan tedavi sonrası tümörün cerrahi rezeksiyon için uygunluğu açısından yeniden değerlendirilmeye olanak sağlar. Akciğer kanseri ve mediastinal lenf nodlarının değerlendirilmesinde ise, PET/BT hali hazırda daha hızlı bir yöntem olarak tercih edilmektedir [1-8].

Onkoloji Dışı Uygulamalar

Nörolojik hastalıklar

PET/MR demans değerlendirilmesinde önemli bir role sahiptir. Ayrıca, epilepsi olgularında, epileptojenik odağın saptanmasında PET/MR'ın tanısal etkinliği MR ve PET/ BT'den daha yüksektir. Nöropsikiyatrik hastalıklarda da PET/MR gelecekte önemli bir kullanım alanı olacaktır. Onkolojik ve nörolojik görüntülemede spesifik, güvenilir, sensitif radyofarmositiklerin sağlanması ve yeni sekansların geliştirilmesi ile PET/MR'ın kullanım ve etkinliği artacaktır [5].

Kardiyovasküler hastalıklar

PET/MR'ın koroner arter hastalığının saptanmasında, iskemik-non iskemik kardiyomyopatilerin ayrımında, myokardiyal viabilitenin ve enflamatuar hastalıkların değerlendirilmesinde katkısı beklenmektedir. Kardiyak tümörler PET/MR'ın uygulanabileceği bir diğer klinik kullanım alanıdır [5].

SONUÇ

PET/MRG'ın tekniğine ilişkin sorunlar, günümüzde büyük ölçüde giderilmiştir. Klinik uygulamalar, yöntemin PET/BT ile karşılaştırılmasının artık, çoğu olgu için gerekli olmadığını göstermektedir. MR tabanlı atenüasyon düzeltme, klinik kullanım için hali hazırda veterli olup bu konudaki çalışmalar devam etmektedir. Karmaşık hareket düzeltme ve silikon fotoçoğaltıcılarla ilgili teknik gelişmeler, görüntü kalitesinde önemli ölçüde iyileşmelere neden olmuştur. Birçok yeni radyofarmositik ajan kullanımı için PET/MR, PET/BT'ye göre daha avantajlı görülmektedir. Daha hızlı ve veri değeri yüksek MR sekanslarını en etkili şekilde kullanarak inceleme süresini minimuma indirmek, hasta memnuniyetinin daha yüksek olduğu komplet taramalara olanak sağlayacaktır. Kurumlar arasında MR protokollerini standartlaştırmaya yönelik çalışmalar devam etmektedir. Karşılaşılan sorunlara yönelik yenilikçi çözümler geliştirilmesi bu hibrit görüntüleme yönteminin başarısını arttıracaktır [5].

Kaynaklar

- Shao Y, Cherry SR, Farahani K, Meadors K, Siegel S, Silverman RW, et al. Simultaneous PET and MR imaging. Phys Med Biol 1997; 42: 1965-70. [Crossref]
- [2]. Carrio I, Ros PR. PET/MRI methodology and clinical applications. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2014. [Crossref]
- [3]. Ratib O, Schwaiger M, Beyer T. Atlas of PET/MR imaging in oncology. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2013. [Crossref]
- [4]. Delso G, Ter Voert E, Veit-Haibach P. How does PET/MR work? Basic physics for physicians. Abdom Imaging 2015; 40: 1352-7. [Crossref]
- [5]. Broski SM, Goenka AH, Kemp BJ, Johnson GB. Clinical PET/MRI: 2018 update. AJR Am J Roentgenol 2018; 211: 295-313. [Crossref]
- [6]. Quick HH, Ladebeck R, Georgi JC. Tüm vücut MR/ PET hibrit görüntüleme ile ilgili dikkate alınması gerekenler ve ilk sonuçlar. İnovasyon Radyoloji Özel Sayısı; 2011; 4: 20-32.
- [7]. Beyer T, Kalemis A. MR/PET imaging ready for clinical adoption. In: Whitepaper: MR/PET - Clinical Indications. Siemens Healthineers: 2019.p.2-4.
- [8]. Hirsch FW, Sattler B, Sorge I, Kurch L, Viehweger A, Ritter L, et al. PET/MR in children. Initial clinical experience in paediatric oncology using an integrated PET/MR scanner. Pediatr Radiol 2013; 43: 860-75. [Crossref]

PET/MR

İlhan Erden

Sayfa 285

PET/MR'ın PET/BT'ye göre en önemli avantajı radyasyon maruziyetinin düşük olmasıdır. MR'ın mükemmel yumuşak doku kontrastı, yüksek uzaysal ve temporal çözünürlüğü, PET/BT'ye tercih edilmesinde önemli bir etkendir. Ayrıca MR'ın, difüzyon ağırlıklı görüntüleme, perfüzyon ağırlıklı görüntüleme ve MR spektroskopi gibi kantitatif veriler sağlayan özellikleri, PET/MR'a önemli üstünlük sağlamaktadır.

Sayfa 286

PET ve MR'ın kombine edilmesi için 3 farklı tasarım geliştirilmiştir:

- PET/BT-MR shuttle sistemi
- Eş düzlemli (co-planar) PET/MR
- Eş zamanlı (entegre) PET/MR

Sayfa 287

Entegre PET/MR'ın en önemli özelliği, PET ve MR verilerinin eş zamanlı olarak elde edilmesidir.

Sayfa 287

PET/MR'da en önemli teknik gelişme güçlü manyetik alanda dahi gama kuantumunu tespit edebilen ve tespit edilen bulguları sintilasyon ışığından elektrik sinyallerine çevirebilen lütesyum oksiortosilikat (LSO) kristalleri ile avalans fotodiotlarının (AFD) kombinasyonu olmuştur. LSO ile AFD kombinasyonunun diğer bir avantajı FÇT'lere göre daha az yer kaplaması ve MR cihazının içine entegre edilebilmesidir.

Sayfa 287

Temporal rezolüsyonun 1 nanosaniyenin altında olması, TOF (time of flight) yapabilen sistemlere olanak sağlar (GE-SIGNA PET/MR). TOF teknolojisi; PET kamerasında saptanan sinyalin yeri ile ilgili belirsizliği azaltarak foton sayımlarına bağlı gürültünün azaltılması ve dolayısıyla sinyal-gürül-tü oranının iki kat artmasını sağlar.

Sayfa 288

MR tabanlı attenüasyon düzeltmesi için, Dixon tekniği kullanılmaktadır.

PET/MR

İlhan Erden

- 1. PET/MR'ın en önemli klinik uygulama alanı hangisidir?
 - a. Onkolojik hastalarda tümör tanısı ve evrelemesi
 - b. Karaciğer fibrozisinin saptanması ve evrelendirilmesi
 - c. Akciğer lezyonlarının değerlendirilmesi
 - d. Büyümüş lenf nodüllerinde benign-malign ayrımının yapılması
 - e. Nonalkolik yağlı karaciğer hastalığının saptanması
- 2. PET/MR ile ilgili en önemli teknik gelişme hangisidir?
 - a. Faz görüntüsü sağlaması
 - b. Gating teknikleri ve MR tabanlı navigatör işlemi
 - c. Metalik artefakt giderme
 - d. Lütesyum oksiortosilikat kristalleri ile "avalanche" fotodiotlarının kombinasyonu
 - e. Geriye dönük olarak görüntülerin yeniden segmentasyonu.
- 3. PET/MR'da atenuasyon düzeltmede kullanılan yöntem hangisidir?
 - a. STIR sekansı
 - b. Dixon tekniği
 - c. Eko planar görüntüleme
 - d. Dual eko yöntemi
 - e. Yağ baskılı T1 ağırlıklı görüntüleme
- 4. PET/MR'ın PET/BT'ye göre en önemli avantajı hangisidir?
 - a. Kontrast madde kullanılmaması
 - b. Gürültüsüz ve hızlı atenüasyon düzeltmesi
 - c. Radyasyon maruziyetinin olmaması
 - d. Kantitatif veri sağlaması
 - e. İncelemenin kısa sürmesi
- 5. Time of flight (TOF) ile ilgili olarak aşağıdaki ifadelerden hangisi yanlıştır?
 - a. Avalans fotodiotları TOF yapabilme özelliğine sahiptir.
 - b. Silikon tabanlı foton çoğaltıcı tüpler TOF teknolojisine imkan vermektedir.
 - c. TOF yapılabilmesi için detektörlerinin temporal çözünürlüğünün 1 nanosaniyenin altında olması gerekir.
 - d. TOF tekniğinde SNR yüksektir.
 - e. TOF teknolojisiyle daha düşük dozda, daha kısa sürede kaliteli PET görüntüleri elde edilebilir.



Ayşe Erden 匝

RADYOLOJİ

DERNEĞİ

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- MR elastografi tekniğini kavramak
- Karaciğer fibrozisinin değerlendirilmesinde MR elastografinin yerini anlamak
- MR elastografinin sınırlamalarını ve avantajlarını sıralamak

Erden A. MR Elastografi. Trd Sem 2020; 8: 294-301.

GİRİŞ

Biyolojik dokuların viskoelastik özelliklerini görüntüleyen ve doku elastikiyetinin ölçümüne olanak veren yöntemlere elastografi adı verilmektedir. Elastografi, US ve MR tekniklerinden yararlanılarak uygulanabilmektedir. Gerek MR elastografi (MRE), gerekse US elastografi, abdomende en sık karaciğer doku sertliğini değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır [1-4].

Karaciğer doku sertliğini artıran en önemli patoloji fibrozistir. Kronik karaciğer hastalığı olgularında, fibrozis gelişimi, karaciğerde kollajen gibi "ekstrasellüler matriks proteinleri"nin birikimiyle karakterize bir süreçtir [1-3]. Fibrozis, dinamik bir süreç olup eğer erken saptanabilir ve etkin tedavi uygulanabilirse geriye döndürülebilir [4]. MR elastografi, karaciğer fibrozisinin tespitinde non-invaziv bir yöntem olarak biyopsiye alternatif oluşturmaktadır. Doku sertliğindeki artış, siroz aşamasına ulaşmadan, fibrozisin erken dönemde saptanmasına olanak sağlayan önemli bir biyobelirteç olarak kabul edilmektedir [3].

TEKNİK

MR elastografi ile ilgili ilk deneyimler Mayo Klinik'ten Dr Ehman ve ark. tarafından 1995'te Science dergisinde yayınlanmış [5]; klinik uygulamalara yönelik çalışmalar ise özellikle 2007 yılından itibaren hız kazanarak günümüze dek devam etmiştir [6].

MR elastografide dokuya mekanik olarak itici akustik kuvvet uygulanmaktadır. Dokuda küçük yer değişiklikleri oluşturan bu itici dalgaların oluşturulması ve dokuya nasıl iletildiği Şekil 1'de görülmektedir. Horizontal düzlemde, nanometre veya mikrometre düzeyinde olan bu yer değiştirmelere "shear wave" (kesme dalgaları) adı verilmekte ve yer değişikliği miktarı MRE sekansı ile belirlenebilmektedir [1-6]. Elastografi teknikleriyle doku sertliği direkt olarak ölçülmez. Bunun yerine, kesme dalgalarının hızı ölçülür. Bu itici dalgalar, sert dokularda daha hızlı ilerlerken, yumuşak dokularda daha yavaş ilerlerler. Dalgalar devamlı olarak uygulanırsa, itilme hızı dalga boyuna yansır. Bu sebeple dokunun sertliği arttıkça, dalga boyu uzar. "Shear wave"in karaciğerdeki

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

Ayse Erden • ayse.erden@medicine.ankara.edu.tr

doi: 10.5152/trs.2020.861 turkradyolojiseminerleri.org



Resim 1. A-D. MR elastografide mekanik "driver" sistemi, akustik dalgaların oluşturulması ve karaciğer dokusuna iletimi. (A) Aktif driver, 60 Hz frekansta mekanik (akustik basınçlı) dalgalar üreten dalga jeneratörüdür. Bu aygıt, MR-uyumlu olmadığı için, MR odasının dışındaki teknik odaya yerleştirilmektedir. (B) Aktif driver, bir taraftan da "amplifier"a bağlı, diğer taraftan resimde görüldüğü gibi mekanik dalgaları hastaya yönlediren plastik bir hortum yoluyla pasif driver ile ilişkilidir. Pasif driver, 19 cm çapında, 1,5 cm kalınlığında bir disk olup hastanın toraks kafesinin sağ alt kısmına, karaciğerin üzerine yerleştirilir. Anatominin değiştiği veya karaciğer ile karın duvarı arasına bağırsakların girdiği durumlarda, karaciğere dalgaların en iyi şekilde iletilmesi için yeri değiştirilebilir. (C) Pasif driver yerinden oynamaması için bir elastik bandaj ile sabitlenir. Pasif driver üzerine vücut torso koili sarılır. (D) Pasif driver ile karın duvarına yönlendirilen akustik basınçlı titreşimler, karaciğer dokusuna iletilerek hepatik parankimde "shear wave" (kesme dalgaları) şeklinde ilerler.

ilerlemesi ile ilgili bilgi veren, magnitüd ve faz görüntüler olarak adlandırılan iki grup ham görüntü elde edilir. Magnitüd ve faz görüntüleri görüntüleme cihazına yerleştirilmiş olan otomatik bir "inversiyon algoritması" ile analiz edilir ve "postprocess" görüntüler elde edilir (Şekil 2) [1-6]. İnversiyon algoritması ile MRE'de ölçülen mekanik özellik "kompleks shear modülünün büyüklüğü"dür. Bu ölçüm hem doku elastisitesi hem de doku viskozitesinin özelliklerini ortaya koyar. İnversiyon algoritması ile üretilen görüntüler, "dalga görüntüsü" adı verilen iki



Resim 2. Verilerin işlenmesi ve görüntü oluşumu. Pasif driver, mekanik titreşimleri önce karin ön duvarına, sonrasında karaciğer dokusu içine iletmekte ve titreşimler, karaciğerde kesme dalgaları (shear wave) şeklinde ilerleyerek dokuda küçük yer değişikliklerine neden olmaktadır. Bu displasman, MRE sekansıyla saptanıp miktarı ölçülebilmektedir. MRE sekansı, gönderdiğimiz dalganın frekansı ile uyumlu sinyal oluşturabilecek modifiye faz-kontrast sekansıdır. Önce magnitud ve faz görüntüler, hemen sonrasında inversiyon algoritmi kullanılarak (kompleks kesme modülünün büyüklüğü ölçülerek) dalga imajı ve elastogramlar oluşturulur. Elastogramlar, saniyeler içinde, özel bir algoritm ile güvenirlik haritası adı verilen, güvenilir ölçüm yapmaya elverişli parametrik haritalara dönüştürülür. Rutin bir MR elastografi incelemesinde, karaciğerin en geniş kısmından dört adet 10 mm'lik aksiyel kesitler elde edilir. Dolayısıyla, 4 ayrı seviyeden elastogram, dalga imajı ve güvenirlik haritaları alınmış olur. Her bir seviye için veri toplama süresi 17 sn olup toplam süre 17snx4=68 sn'dir.

boyutlu (2B) yer değiştirme haritası ve "elastogram" olarak adlandırılan karaciğer sertliğinin kilopaskal (kPa) birimiyle değerlendirildiği 2B gri veya renk kodlu haritası şeklinde elde edilir. Karaciğer sertlik değeri, elastogramlara jeografik veya oval şekilli ROI'ler yerleştirilerek ölçülür. ROI'ler yeterli dalga amplitüdü olan alanlara yerleştirilmelidir. Artefaktlar olabileceğinden karaciğerin kenarlarına yarım dalga boyundan daha fazla yaklaştırılmamalıdır. Büyük damarlar, safra kesesi yatağı, kardiyak ve vasküler artefaktlardan etkilenen tüm alanlar ölçüm dışında tutulmalıdır [1-6]. MR elastografide veri elde etme, işleme ve görüntü oluşumu Şekil 2'de özetlenmiştir.

ELASTOGRAMLARIN YORUMLANMASI

Normal karaciğer parankim sertlik değeri, MR elastogramlardan yapılan ölçümlerde, 2-2,4 kilopaskal (kPa) arasında değişmektedir (Şekil 3). Dalga görüntülerinde, daha kısa dalga boyuna sahip dalgalar görülür. Bu da normal karaciğerlerin yumuşak olduğunu göstermektedir. Fibrotik ve sirotik karaciğerlerde ise dalga boyu daha uzun olup parankim sertlik değeri 2,9 kPa üzerindedir (Şekil 3). METAVIR skorlamasıyla yapılan korelasyonda, kPa değerleri arttıkça fibrozis evresinin arttığı saptanmıştır [3, 5]. Ünitemizde, raporlama sırasında karaciğer sertlik değerleri ve fibrozis evresi arasındaki korelasyonu gösteren aşağıdaki değerler kullanılmaktadır: Karaciğer doku sertlik değerleri, <2,5 kPa: normal; 2,5-2,9 kPa: normal veya kronik inflamasyon; 2,9-4,0 kPa: evre 1-2 fibrozis; 3.5-4.0 kPa: evre 2-3 fibrozis; 4.0-5.0 kPa: evre 3-4 fibrozis ve >5,0 kPa: evre 4 fibrozis olarak değerlendirilmektedir [1, 5].

Karaciğeri normal olan olgularda, inceleme öncesi yemek yenmiş olması, karaciğer doku



Resim 3. Normal ve sirotik karaciğerde dalga haritası, elastogram ve güvenirlik haritaları. Üstteki sırada, karaciğer sertliği 2,3 kPa olarak ölçülen normal olgu. Dalga imajı, dalgaların karaciğerdeki yer değişirmesini gösteren bir displasman haritasıdır. Yumuşak dokularda dalgalar yavaş hareket etmekte ve dalga haritalarında, dalgaların boyu daha kısa (kırmızı-mavi bantlar ince) görülmektedir. Elastogram, kilopaskal (kPa) birimine göre renk skalasıyla kodlanmış karaciğer sertliğini gösteren parametrik haritalardır. Tüm üretici firmalar, standart 0-8 kPa renk skalası kullanılarak elde edilen elastogramı ticari olarak sunmaktadır. Sıfır rakamına yakın değerler, yani mor/mavi renkler, dokunun yumuşak olduğunu, 8 kPa (kırmızı renk) dokunun sert olduğunu göstermektedir. Bunların arasında, yeşil ve sarı gibi ara tonlar da bulunmaktadır. Dolayısıyla elastograma baktığımızda, ölçüm yapmadan da doku sertliği hakkında fikir sahibi olabiliriz. Yukarıdaki mavi ile kodlanmış karaciğer dokusunun yumuşak olduğunu söyleyebiliriz. Güvenirlik haritası, elastogramda hangi kısımdan istatistiksel olarak güvenilir ölçüm yapılabileceğini gösteren haritadır. Burada, kafesle örtülmüş kısımların dışından yapılacak ölçüm güvenilir olacaktır. Kafes dışında kalan karaciğer kısmından manuel yolla ROI çizildikten sonra, ekranda otomatik olarak doku sertliği belirir. Alttaki sırada, sirotik olguda dalga haritasında dalgaların boyu daha uzun (kırmızı-mavi bantların geniş) olduğu görülmekte. Karaciğerin kırmızıyla kodlandığına dikkat edelim ki bu, dokunun yüksek sertlikte olduğuna işaret etmekte. Güvenirlik haritasından yapılan ölçümde, olgudaki karaciğer doku sertlik değeri 10 kPa olup evre 4 fibrozis ile uyumludur.

sertliğini etkilememektedir. Ancak, kronik karaciğer olgularında, hastanın tok olması, sertlik değerlerinin yüksek çıkmasına ve fibrozis evresinin gerçekte olduğundan daha yüksek bulunmasına neden olabilmektedir. Teknik faktörlerden sadece uygulanan dalganın frekansı (ki MRE için 60 Hz uygulanmaktadır) doku sertliğini etkiler. Eğer frekans artarsa o zaman doku sertliği daha yüksek çıkmaktadır. Manyetik alan gücü, kullanılan cihazın teknik özellikleri ve IV KM uygulanması, sonuçları etkilememektedir. Pediatrik yaş grubunda, yetişkinlere göre karaciğer sertliği daha düşüktür [1].

MR ELASTOGRAFİNİN KLİNİK UYGULAMALARI

 Viral hepatitler, alkol tüketimi, bazı otoimmün, metabolik ve genetik hastalıklar zemininde gelişebilecek hepatik fibrozisin varlığını saptama ve evresini belirlemede MRE önemli bir yöntemdir. Tanı konmuş olgularda, fibrozis sürecinin takibi ve tedavi yanıtının değerlendirilmesinde bu yöntemden yararlanılabilir [4, 7]. Yukarıda belirtildiği gibi, 2,9 kPa üzerindeki değerler, karaciğerde fibrozisine işaret etmektedir (Şekil 3). Kesme değeri 2,9 kPa olarak alındığında, MRE'nin karaciğerde fibrozisini saptamada sensitivitesi %98, spesifisitesi %99 olarak bulunmuştur [5]. 2003-2013 yılları arasında yayınlanmış 12 retrospektif çalışma ve 697 hastayı kapsayan metaanalizde, ileri evre fibrozis ve sirozda MRE tanısal etkinliğinin çok yüksek olduğu belirlenmiştir [8].

- Nonalkolik yağlı karaciğer hastalığında (NAYKH), fibrozis gelişme riski taşıyan steatohepatit varlığının belirlenmesinde MRE'den yararlanılmaktadır [9]. Nonalkolik yağlı karaciğer hastalığında, yağlanma tek başına karaciğer sertliğini etkilememektedir [1, 5, 10]. Ancak, NAYKH'da steatohepatit gelişirse, henüz fibrozis ortaya çıkmamış olsa da karaciğer sertliğinde artış gözlenir. Kesme değeri 2,74 kPa alındığında, basit steatozun, steatohepatitis±fibrozisten ayırt edilmesinde MRE'nin sensitivitesi %94, spesifisitesi %73 ve doğruluk oranı %93 olarak belirlenmiştir [10].
- Portal hipertansiyonlu (PHT) olgularda, dalak doku sertliği ölçülerek hastadaki PHT'nun anlamlı olup olmadığı belirlenebilmektedir. Dalak sertliğinin, özofagus varislerinin varlığıyla korelasyon gösterdiği ve 10,5 kPa üzerindeki dalak sertlik değerlerinin varis için prediktif olduğu gösterilmiştir [11].
- 4. Solid karaciğer tümörlerinin karakterize edilmesinde de MRE kullanılmıştır. Benign tümörlerde sertlik derecesi normal parankim ile benzer veya normal parankimden daha düşükken, malign tümörlerde sertlik derecesi normal parankime göre artmıştır. Venkatesh ve ark. [12] tarafından yapılan çalışmada, değerlendirilen kitlelerden malign olanların sertlik derecesi 5 kPa'dan büyük olduğu bulunmuştur. Malign tümörler içinde sertlik değeri en fazla olan tümör, geniş fibröz stromaya sahip kolanjiokarsinomdur.

AVANTAJLARI

Karaciğer biyopsisine göre avantajları: Karaciğer biyopsisi, fibrozisin tespitinde ve evrelendirilmesinde standart yöntemdir. Ancak, biyopsinin bazı sınırlamaları söz konusudur: fibrozisin heterojen dağılımı nedeniyle biyopside örnekleme hatalarının olabilmesi, sadece küçük bir alandan örnek alınabilmesi, komplikasyon riski taşıması ve invaziv olması nedeniyle hasta takibi için pratik olmaması, aynı gözlemcide ve gözlemciler arasında uyumsuzluğa ilişkin objektivite sorunlarının bulunması biyopsinin dezavantajlarıdır [1-3, 7, 13]. Buna karşın MRE, genellikle hastalar tarafından iyi tolere edilir. Karaciğerin büyük bölümünden geniş örnekleme yapma firsatı tanıyan, komplikasyon riski taşımayan noninvazif bir yöntemdir [1-3]. Sonuçların tekrarlanabilirliği yüksek olup aynı gözlemci için ve gözlemciler arasındaki uyumu mükemmeldir [4, 14].

US elastografiye göre avantajları: US elastografide "shear wave" hızı ve dokunun ölçülen sertliği, uygulanan frekansa, teknik parametrelere ve uvgulayıcı deneyimine bağlı olup ölçümler aynı hastalarda değişkenlik gösterebilmektedir. Ayrıca obez hastalarda ve assitli olgularda US elastografinin güvenilirliği düşüktür [1-3]. US elastografi ile karşılaştırıldığında MRE teknik başarısının daha yüksek olduğu, orta ve ileri evre fibrozis olgularını ayırt etmede US elastografiden daha doğru sonuç verdiği belirlenmiştir. MR elastografi ile karaciğer sertlik hesaplamaları yüksek oranda tekrarlanabilmekte ve uygulayıcılar arası mükemmel uyum göstermektedir [15]. Karaciğer parankiminin hemen her yerinden sertlik değerlendirmesi yapılabilmesine ve büyük hacimde parankim örneklemesine olanak tanıması MRE'nin doğruluk oranını artırmaktadır. Ayrıca US elastografinin aksine, Chiliaditi sendromu olgularında, obez ve assitli hastalarda da güvenilir sonuçlar elde edilebilmektedir [1, 2, 5, 7, 9].

SINIRLAMALARI

Hepatik inflamasyon, pasif hepatik konjesyon, kolestaz (biliyer obstrüksiyon) ve amiloidoz gibi durumlarda, karaciğerde fibrozis olmaksızın doku sertlik değerleri yüksek bulu-

EĞİTİCİ NOKTA nabilir ve bu da fibrozis lehine yorumlanarak yanıltıcı sonuçlara neden olabilir [1, 4].

MR elastografi sırasında hastanın nefesini tutması gerekmektedir. Solunum kooperasyonu sağlanamadığı takdirde, görüntüler suboptimal olmaktadır. Keza, çok şişman hastalarda da optimal görüntü elde etmek zordur [16].

Karaciğerde demir birikimi MRE'de teknik başarısızlığın en önemli nedenlerinden biridir. Görüntü elde edilirken gradient eko (GE) sekansı kullandığımız için, hemokromatozis veya hemosideroz gibi hastalıklarda, demirin paramanyetik etkisine bağlı olarak parankim T2* süresindeki kısalma karaciğerde sinyal kaybı ile sonuçlanmakta, sinyal-gürültü oranı ve görüntü kalitesi düşmektedir. Demir birikimi olan hastalarda spin-eko eko planar görüntülemenin, GE görüntülemeye kıyasla daha başarılı olduğu bildirilmiştir. 3 Tesla cihazlarda teknik başarısızlık biraz daha fazladır [16].

SONUÇ

MR elastografi, doku sertliğinin kantitatif olarak değerlendirilmesine olanak veren faz kontrast tekniğidir. Kronik karaciğer hastalığında, hepatik fibrozisin saptanması ve evrelendirilmesinde, günümüzde en güvenilir noninvaziv yöntem olarak kabul görmüştür. Hepatosteatozlu olgularda, steatohepatit ve/ veya fibrozis gelişimini ortaya koymada yararlıdır. Tekrarlanabilir olması ve örnekleme hatalarının daha az olması ile biyopsiye üstünlük sağlamaktadır.

Kaynaklar

- Srinivasa Babu A, Wells ML, Teytelboym OM, Mackey JE, Miller FH, Yeh BM, et al. Elastography in chronic liver disease: Modalities, techniques, limitations, and future directions. Radiographics 2016; 36: 1987-2006. [Crossref]
- [2]. Chen J, Yin M, Glaser KJ, Talwalkar JA, Ehman RL. MR elastography of liver disease: State of the art. Appl Radiol 2013; 42: 5-12.
- [3]. Venkatesh SK, Yin M, Ehman RL. Magnetic resonance elastography of liver: Technique, analysis, and clinical applications. J Magn Reson Imaging 2013; 37: 544-55. [Crossref]

- [4]. Yin M, Glaser KJ, Talwalkar JA, Chen J, Manduca A, Ehman RL. Hepatic MR elastography: Clinical performance in a series of 1377 consecutive examinations. Radiology 2016; 278: 114-24. [Crossref]
- [5]. Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ, Greenleaf JF, Manduca A, Ehman RL. Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves. Science 1995; 269: 1854-7. [Crossref]
- [6]. Yin M, Talwalkar JA, Glaser KJ, Manduca A, Grimm RC, Rossman PJ, et al. Assessment of hepatic fibrosis with magnetic resonance elastography. Clin Gastroenterol Hepato 2007; 5: 1207-13.e2. [Crossref]
- [7]. Huwart L, Sempoux C, Vicaut E, Salameh N, Annet L, Danse E, et al. Magnetic resonance elastography for the noninvasive staging of liver fibrosis. Gastroenterology 2008; 135: 32-40. [Crossref]
- [8]. Singh S, Venkatesh SK, Wang Z, Miller FH, Motosugi U, Low RN, et al. Diagnostic performance of magnetic resonance elastography in staging liver fibrosis: A systematic review and meta-analysis of individual participant data. Clin Gastroenterol Hepatol 2015; 13: 440-51.e6. [Crossref]
- [9]. Ehman RL. Science to practice: Can MR elastography be used to detect early steatohepatitis in fatty liver disease? Radiology 2009; 253: 1-3. [Crossref]
- [10]. Chen J, Talwalkar JA, Yin M, Glaser KJ, Sanderson SO, Ehman RL. Early detection of nonalcoholic steatohepatitis in patients with nonalcoholic fatty liver disease by using MR elastography. Radiology 2011; 259: 749-56. [Crossref]
- [11]. Venkatesh SK, Yin M, Ehman RL. Magnetic resonance elastography of liver: Clinical applications. J Comput Assist Tomogr 2013; 37: 887-96. [Crossref]
- [12]. Venkatesh SK, Yin M, Glockner JF, Takahashi N, Araoz PA, Talwalkar JA, et al. MR elastography of liver tumors: Preliminary results. AJR Am J Roentgenol 2008; 190: 1534-40. [Crossref]
- [13]. Sporea I, Popescu A, Sirli R. Why, who and how should perform liver biopsy in chronic liver diseases. World J Gastroenterol 2008; 14: 3396-402. [Crossref]
- [14]. Trout AT, Serai S, Mahley AD, Wang H, Zhang Y, Zhang B, et al. Liver stiffness measurements with MR elastography: Agreement and repeatability across imaging systems, field strengths, and pulse sequences. Radiology 2016; 281: 793-804. [Crossref]
- [15]. Tang A, Cloutier G, Szeverenyi NM, Sirlin CB. Ultrasound elastography and MR elastography for assessing liver fibrosis: Part 1, principles and techniques. AJR Am J Roentgenol 2015; 205: 22-32. [Crossref]
- [16]. Wagner M, Corcuera-Solano I, Lo G, Esses S, Liao J, Besa C, et al. Technical failure of MR elastog-raphy examinations of the liver: Experience from a large single-center study. Radiology 2017; 284: 401-12. [Crossref]

MR Elastografi

Ayşe Erden

Sayfa 294

Karaciğer doku sertliğini artıran en önemli patoloji fibrozistir. Kronik karaciğer hastalığı olgularında, fibrozis gelişimi, karaciğerde kollajen gibi "ekstrasellüler matriks proteinleri"nin birikimiyle karakterize bir süreçtir. Fibrozis, dinamik bir süreç olup eğer erken saptanabilir ve etkin tedavi uygulanabilirse geriye döndürülebilir. MR elastografi, karaciğer fibrozisinin tespitinde non-invaziv bir yöntem olarak biyopsiye alternatif oluşturmaktadır.

Sayfa 295

İnversiyon algoritması ile MRE'de ölçülen mekanik özellik "kompleks shear modülünün büyüklüğü"dür. Bu ölçüm hem doku elastisitesi hem de doku viskozitesinin özelliklerini ortaya koyar. İnversiyon algoritması ile üretilen görüntüler, "dalga görüntüsü" adı verilen iki boyutlu (2B) yer değiştirme haritası ve "elastogram" olarak adlandırılan karaciğer sertliğinin kilopaskal (kPa) birimiyle değerlendirildiği 2B gri veya renk kodlu haritası şeklinde elde edilir.

Sayfa 298

Kesme değeri 2,9 kPa olarak alındığında, MRE'nin karaciğerde fibrozisini saptamada sensitivitesi %98, spesifisitesi %99 olarak bulunmuştur.

Sayfa 298

Nonalkolik yağlı karaciğer hastalığında, yağlanma tek başına karaciğer sertliğini etkilememektedir. Ancak, NAYKH'da steatohepatit gelişirse, henüz fibrozis ortaya çıkmamış olsa da karaciğer sertliğinde artış gözlenir.

Sayfa 298

MRE, genellikle hastalar tarafından iyi tolere edilir. Karaciğerin büyük bölümünden geniş örnekleme yapma fırsatı tanıyan, komplikasyon riski taşımayan noninvazif bir yöntemdir. Sonuçların tekrarlanabilirliği yüksek olup aynı gözlemci için ve gözlemciler arasındaki uyumu mükemmeldir.

Sayfa 298

Hepatik inflamasyon, pasif hepatik konjesyon, kolestaz (biliyer obstrüksiyon) ve amiloidoz gibi durumlarda, karaciğerde fibrozis olmaksızın doku sertlik değerleri yüksek bulunabilir ve bu da fibrozis lehine yorumlanarak yanıltıcı sonuçlara neden olabilir.

MR Elastografi

Ayşe Erden

- 1. MR elastografi yöntemi abdomende en sık hangi organ için kullanılmaktadır?
 - a. Böbrek
 - b. Pankreas
 - c. Safra kesesi
 - d. Karaciğer
 - e. Adrenal gland
- 2. Doku sertlik değerleri, kantitatif olarak hangi görüntü üzerinden ölçülür?
 - a. Faz görüntüsü
 - b. Magnitüd görüntü
 - c. Dalga haritası
 - d. ADC haritası
 - e. Güvenirlik haritası
- 3. Aşağıdakilerden hangisi MR elastografi uygulama alanı değildir?
 - a. Karaciğer fibrozisinin saptanması ve evrelendirilmesi
 - b. Kistik karaciğer tümörlerinin karakterize edilmesi
 - c. Nonalkolik yağlı karaciğer hastalığında, fibrozis gelişme riski taşıyan steatohepatit varlığının belirlenmesi
 - d. Dalak doku sertliği ölçülerek hastadaki portal hipertansiyonun klinik olarak anlamlı olup olmadığının değerlendirilmesi
 - e. Solid karaciğer tümörlerinde benign- malign ayrımının yapılması
- 4. Hangisi MR elastografide karaciğer doku sertlik değerlerini arttırmaz?
 - a. Hepatik inflamasyon
 - b. Pasif hepatik konjesyon
 - c. İntrahepatik kolestaz
 - d. Amiloidoz
 - e. Hemokromatozis
- 5. MR elastografide teknik başarısızlığın en önemli nedeni hangisidir?
 - a. Hemokromatozis
 - b. Akut inflamasyon
 - c. Sağ kalp yetmezliği
 - d. Kolestaz
 - e. Amiloidoz





Trd Sem 2020; 8: 302-314

Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

Cemile Ayşe Görmeli 回

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Kardiyak MR fiziğinin klinik pratikteki önemini anlatmak
- Kardiyak görüntülemedeki zorlukları aşmak için geliştirilen teknikler hakkında bilgi vermek
- Kan akımı paternlerinin kalitatif değerlendirmesinde kullanılan tekniklerin tanımlanması
- Miyokardial değerlendirmede kullanılan ileri görüntüleme yöntemlerinin anlatılması

Görmeli CA. Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği. Trd Sem 2020; 8: 302-314.

GİRİŞ

Kardiyak MR, kardiyovasküler hastalıklar için birçok kantitatif hesaplamada altın standart kabul edilen non-invaziv inceleme yöntemidir. Kardiyomiyopati, miyokardit, sağ ventrikül hastalıkları, konjenital kalp hastalığı, miyokardiyal demir yükü değerlendirmesi, mivokardiyal iskemi ve viabilite gibi çok çeşitli endikasyonlar için yararlı bir tanı aracı olduğu defalarca gösterilmiştir [1, 2]. Son yıllarda, klinisyenlerin daha kompleks kardiyak sorunların tanı ve takibinde MR'ı kullanmak istemeleri ile, kardiyak MR iyice popüler hale gelmeye başlamıştır. Bununla birlikte, kardiyak MR sekanslarının giderek artan karmaşıklığı ve yeni sekansların altında yatan fiziği takip etmek ve anlamak da zorlaşmıştır [3].

Kalbin hareketli bir organ olması, kompleks anatomisi ve büyük vasküler yapıların pulsatilitesi sebebiyle, kardiyak MR zor bir inceleme yöntemidir. MR ile kardiyak görüntüleme için iki temel gereksinim mevcuttur. Bunlardan birincisi, data toplama işleminin olgunun elektrokardiyografisi (EKG) ile senkronize edilmesi; ikincisi ise MR sekansının olgunun nefes tutabileceği sürede tamamlanacak kadar kısa olabilmesidir [4].

Bu yazı ile spesifik olarak kardiyak MR'da kullanılan temel ve ileri görüntüleme tekniklerinin fiziğini gözden geçirerek klinik kullanımdaki önemini anlatmayı hedeflemekteyiz.

KARDİYAK HAREKET ARTEFAKTLARI VE EKG TETİKLEME

Kalbin hareketten etkilenmeyen bir görüntüsünü yakalayabilmek için görüntünün yalnızca birkaç milisaniye içinde elde edilmesi gerekir.

İstinye Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

Cemile Ayşe Görmeli • ayseyazici@yahoo.com

doi: 10.5152/trs.2020.905 turkradyolojiseminerleri.org



Sekil 1. Pulse sekansların görüntülemesinde EKG senkronizasyonu.

Bu, faz kodlama adımlarının sayısını sınırlayarak ve TR (repetition time) değerini mümkün olduğunca kısaltarak yapılabilir. Ancak görüntü kalitesinde önemli derecede düşüşe ve spasyal çözünürlükte azalmaya neden olur. Kabul edilebilir görüntü kalitesine ulaşabilmek için rutin kardiyak MR çekiminde, sinyaller pulse sekansının çoklu kalp atımları sırasında kalp siklusundaki belirli bir noktaya senkronize olacak şekilde toplanması ile elde edilir. Kardiyak senkronizasyon, hastanın göğüs kısmına takılan EKG elektrotları (MR cihazı ile uyumlu olmalı) ile EKG sinyallerinin alınması sayesinde sağlanır. MR cihazındaki kardiyak yazılım ile, siklusun 'R' dalgası tespit edilerek referans nokta olarak belirlenir ve elde edilecek MR datası için senkronizasyonda kullanılır. Bu sayede görece daha genis bir temporal pencereden minimal hareket artefaktı ile daha kısa sürede cekim vapılır ve hareketli bir organ olan kalbin kardiyak siklus boyunca 'sine' görüntüsü ya da tek zaman diliminden hareketsiz sekilde morfolojik görüntüsü elde edilebilir [4, 5]. Görüntü için gerekli tüm verilerin k- space'te toplanması için genellikle birden fazla kalp atımı süresinde data toplanması gerekir (Şekil 1).

Fonksiyonel değerlendirme için kullanılacak datanın elde edilmesi sırasında, temporal pencere ve toplam veri toplama süresi arasındaki denge önemlidir. Çekim süresi, kardiyak hareketi en aza indirecek kadar kısa, çözünürlüğü en optimal düzeyde elde edebilecek kadar uzun olmalıdır. Daha yüksek bir temporal çözünürlük, her frame için daha dar temporal pencere ile daha uzun bir çekim süresine gereksinim duyar. Öte yandan temporal çözünürlüğün düşürülmesi, görüntülerin rekonstrüksiyonu için kullanılan temporal pencereyi genişletir ve bu da görüntülerde bulanıklaşmaya neden olur [6].

Kardiyak MR, prospektif ya da retrospektif tetikleme olarak iki farklı EKG tetikleme modunda elde edilebilir. Prospektif tetiklemede, R-R dalgaları arasında belirli bir çekim penceresi sırasında veri alınır. Kardiyak siklusun belirli bir zamanında, statik görüntüler elde etmek için kullanılır. Retrospektif tetiklemede, R-R dalgaları arasında kardiyak siklus boyunca veriler sürekli olarak toplanır ve gruplandırılır. Kardiyak siklusun fazına göre *k*-space doldurulur. İstenen data seçilerek sonradan da işlenebilir [6, 7].

HIZLI GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

Klinik pratikte kardiyak görüntüleme, hastanın nefes tutması ile kombine halde vapılacağından hızlı görüntüleme teknikleri kullanılarak gerçekleştirilir. Konvansiyonel görüntüleme teknikleri ile her kalp atışı başına sadece bir faz kodlama adımı (bir k-space satırı) elde edilebilir. Bu nedenle, bu tip puls sekanslarda, TR değeri hastanın kalp atış hızı ile belirlenir ve R-R aralığına eşittir. Yani konvansiyonel spin eko (SE) sekansı ile bir anatomik görüntü data kümesi ya da konvansiyonel gradient eko sekansları (spoiled gradient eko va da bSSFP pulse sekanslar) ile bir sine görüntü data kümesi elde etmek mutlaka birkaç dakika sürer. Daha kısa görüntü elde etme sürelerine ulaşmak ve bu sınırlamanın üstesinden gelmek amacıyla, hızlı görüntüleme teknikleri ile her kalp atışında birden fazla k-space satırı doldurulur [8]. Turbo spin eko veya fast spin eko olarak tanımlanan bu sekanslar ile, k-space daha hızlı doldurularak daha kısa sürelerde görüntü elde edilir.

HAREKETSİZ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

Hareketsiz görüntülemede kullanılan EKG senkronizasyon yöntemi 'tetikleme-triggering' olarak bilinir. Senkronizasyon pulsu; her kardiyak siklusta R dalgasından sonra, belirlenmiş bir zamanda puls sekansını başlatmak için bir tetikleyici olarak kullanılır. Bu zaman noktası trigger gecikmesi olarak bilinir. Trigger gecikmesi, kardiyak siklusta kalbin görüntülenmek istenen noktasını belirlemek icin cekimi yöneten kişi tarafından seçilebilir. Hareketsiz görüntüleme yöntemleri miyokard canlılığı değerlendirmesi veya koroner anjiyografi teknikleri için kullanılabilir. Fakat rutinde en çok kullanımı anatomik görüntüleme içindir ve fast/ turbo spin eko sekansıyla kombine siyah kan görüntüleri şeklindedir [4].

TURBO/FAST SPIN EKO (TSE/FSE)

Turbo ya da fast spin eko (TSE/FSE) puls sekanslarda; başlangıçtaki 90° puls sonrasında konvansiyonel spin eko tekniğinden farklı olarak multiple sayıda 180° pulslar ile çoklu ekolar üretilir (Sekil 2). Her eko ile yeni bir k-space satırı doldurulur ve her uyarı pulsunda elde edilen ekoların sayısı ETL (echo train lenght) ya da turbo faktör olarak adlandırılır. Bir nefes tutma periyodunda, görüntü elde etme zamanını azaltmak için genellikle 15 veya 16 ETL değeri kullanılır. Ayrıca ETL değerine bağlı olarak, birbiri ardına gelen her eko farklı bir eko süresine sahiptir ve amplitudu giderek azalır. Görüntü kontrastı üzerinde en büyük etkiye sahip olan eko, k-space merkezine en yakın kısmı temsil eden ekodur. Dokuların T2 değerini göstermede konvansiyonel spin eko tekniği kadar başarılı olmasa da TSE/FSE sekanslarda yağ dokudan yüksek sinyal intensitesi saptanması ile karakterizedir [2, 9, 10]. Kardiyak MR cekimlerinde, kalp ve ana vasküler yapıların anatomik görüntülerinin elde edilmesinde genellikle siyah kan-double inversiyon recovery tekniği kullanılır.

SİYAH KAN-DOUBLE INVERSİON RECOVERY PULS TEKNİĞİ

Double inversion recovery (DIR), kalp odacıklarının duvarlarını ve koronerler dahil kan damarlarını göstermede kullanılan bir tür siyah kan tekniğidir. Bu sekans adından da anlaşılacağı gibi, EKG tetiklemesi eşliğinde uygulanan iki RF-inversiyon pulsu ile oluşturulur. İlk inversiyon pulsu non-selektif, ikinci inversiyon pulsu selektif pulstur. Yani ilk 180° puls ile inceleme alanındaki tüm protonlar invert olduktan sonra selektif ikinci 180° puls uygulanarak dokudan gelen sinyal re-invert hale gelir. Bu sırada kesite dışarıdan gelen kan inverte durumda olduğu için sinyal vermez. Böylece kan akımı olan alanlar siyah görünür. Kanın baskılandığı 'null point' için uygun TI (inversiyon zamanı) seçimi çok önemlidir (Sekil 3). 1,5T MR ile yapılan kardiyak görüntülemede 60/dk kalp hızı için uygun TInull



Şekil 2. Turbo veya hızlı spin eko ile hızlandırılmış spin eko görüntüleme.

değeri yaklaşık 650 msn'dir. Eğer kalp hızı çok yüksek ise TI değeri düşük tutulmalıdır [11]. Günümüzde artık birçok MR cihazında kan baskılama için otomatik TI hesaplama yazılımları kullanılmaktadır.

SİYAH KAN-FSE/TSE PULS SEKANSLAR

Kalbin anatomik görüntülemesinde en sık kullanılan puls sekans: siyah kan ve FSE/TSE puls sekansların kombinasyonu ile oluşturulan görüntülerdir. Siyah kan tekniği ile kalp ve damar duvarları ile kan havuzu arasında belirgin derecede yüksek kontrast sağlanır. ETL veya turbo faktör değeri 15-20 seçilen FSE/TSE puls sekanslar kullanılarak, bir ya da iki kesit görüntünün elde edilme zamanı bir nefes tutma süresine sığdırılabilir (Şekil 4).

T1 ağırlıklı görüntüler için kısa etkili TE (echo time) seçilir ve TR zamanını kısa tutabilmek için puls sekans her kalp atışında yeniden tetiklenir. T2 ağırlıklı görüntüler için uzun etkili TE değeri seçilir ve TR zamanını uzun tutabilmek için puls sekans her iki ya da üç kalp atışında bir tetiklenir. Kandan gelen sinyalin baskılanması için gerekli TI değeri ve gecikme zamanının en iyi şekilde belirlenmesi, MR cihazındaki otomatik hesaplama yazılımları ile sağlanır. Burada belirleyici faktör, hastanın kalp hızı ve tetikleme pulsları arasındaki kalp atım sayısı ile ilişkili puls sekans TR değeridir.

Bu görüntüleme tekniğinde karşılaşılan en yaygın sorunlardan biri; siyah kan tekniği hazırlık aşaması ve FSE/TSE görüntü alımı arasındaki zamanda, re-inverte miyokart dokusunun kesit görüntü alanı dışına hareketi sonucu gelişen sinyal kaybıdır. Bu etki, siyah kan hazırlık aşamasında ikinci 180° puls ile re-invert edilen doku kesit kalınlığının artırılması yoluyla önlenebilir [4, 8].

SİNE GÖRÜNTÜLEME

Kalbin fonksiyonel değerlendirmesinde kritik öneme sahip olan sine görüntüleme tekniği, kardiyak MR incelemesinin çok önemli bir







Sekil 4. Siyah Kan-FSE/TSE Puls sekansı.

bileşenidir. Sine görüntüler için çok kısa TR değerleri gerektiğinden, yalnızca gradient eko tabanlı puls sekanslar kullanılarak elde edilir. Görüntülerin kalp döngüsünün başlangıcından alınmasını sağlamak için, R dalgasından sonra mümkün olan en kısa trigger gecikme zamanı ayarlanır. Her bir kardiyak fazda elde edilen veriler ayrı bir k-space doldurulmasında kullanılır ve böylece her kardiyak faz için ayrı bir görüntü oluşturulur. Sonrasında tüm kardiyak fazlar için ayrı ayrı elde edilen görüntüler ard arda sıralanarak sine olarak izlenebilir hale gelir. Sine görüntüler ile hem kantitatif olarak kalbin fonksiyonel değerlendirmesi, hem de kalitatif olarak duvar hareketleri ve kan akışının görsel değerlendirmesi yapılabilir.

Sine görüntülemede en yaygın yaklaşım retrospektif gating ile turbo veya fast gradient eko yöntemini birleştirmektir. Bu, tüm kalp döngüsünün tek bir nefes tutma periyodu içinde görüntülenmesini sağlar. 1,5T MR cihazları ile yapılan incelemelerde 'balanced Steady State Free Precession' (b-SSFP) gradient eko sekansı, kardiyak siklus boyunca kan ve miyokard arasında yüksek intrinsik kontrasta ulaşabildiği için çoğu fonksiyonel görüntüleme ve volümetrik değerlendirmede tercih edilen tekniktir. Yoğun artefakt oluşturması nedeniyle başlangıçta b-SSFP puls sekansının 3,0T MR cihazlarında kullanımını sınırlandırmıştı [12-16]. Ancak son teknik gelişmeler ile, 3,0T MR cihazlarında da bu yöntemin kalitesinde ve güvenilirliğinde iyileşmeler gösterilmiş olup klinik pratikte başarılı bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır [17-19].

Spoiled gradient eko puls sekansların akıma karşı duyarlılıkları yüksek olduğundan, daha çok kapak hastalıkları ve jet akım değerlendirmesinde kullanılır. Ayrıca bu sekansta, artefakt oluşumuna eğilim daha düşük olduğundan 3,0T MR cihazlarında b-SSFP sekansının yerine tercih edilebilir.

Her kalp fazında edinilen k-uzay çizgilerinin sayısı, sine puls sekanslar için temel parametre olarak kabul edilir [4]. Bu parametre değerinin yüksek tutulması, veri edinim süresini kısaltırken aynı zamanda kalp fazları arasındaki süreyi de arttırır. Buna bağlı olarak, kardiyak siklustaki kardiyak fazların sayısını, dolayısıyla sine 'frame' hızını veya temporal çözünürlüğü azaltır. Ancak aritmi ve nefes artefaktlarına duyarlılığı daha düşüktür [20].

AKIM HIZI DEĞERLENDİRMESİ

Kan akımı paternlerinin kalitatif değerlendirmesi için sine gradient eko puls sekanslar ile faz kontrast görüntüler kullanılır. Spoiled spin eko puls sekanslar, b-SSFP sekanslarla kıyaslandığında kapak darlıkları veya yetmezlikleri, septal efektler ve vasküler stenotik değişikliklere bağlı jet akımları göstermede daha başarılıdır. Akan kandaki spinlerin manyetik alan yönündeki hareketleri, gradient eko puls sekans tekniği ile görüntülenir. Hareketli protonların faz değişikliği temeline dayanan bir görüntüleme yöntemidir. Akım özelliklerini verifiye etme, akım yönünü değerlendirme ve kapak düzeyindeki stenoz/regürjitasyon derecesini belirlemede kullanılır. Bipolar gradient puls uygulaması ile birbirine eşit ama farklı yönelimde iki gradient kullanılarak görüntüleme yapılır. Birinci gradient ile defaze olan hareketsiz dokular, ikinci gradient ile refaze olur. Ancak kan akımı ile ortamdan uzaklaşan spinler için bu faz değişikliği gerçekleşmez. Yani bu iki gradient pulsu sonrası, akan kandaki transvers manyetizasyon durağan dokudaki transvers manyetizasyondan farklıdır. Böylece durağan dokularda herhangi bir faz şifti olmazken, hareketli spinlerin yeri değiştiğinden, uygulanan gradient yönündeki kan akımının hızıyla orantılı bir faz şifti oluşur [21-23].

Faz haritası denen, transvers manyetizasyon fazına bağlı piksel tabanlı görüntülerle kan akım hızı ölçümleri mümkün olur. Fakat transvers manyetizasyon fazında değişikliklere neden olabilecek manyetik alan inhomojeniteleri ve hızın gradient yönü dışındaki komponentleri, substraksiyon yöntemi ile ortadan kaldırılır [24, 25]. Hız haritalarını gösteren görüntülerde gri skala ile sabit doku gri renkte, ileri yönlü akım beyaz, geri yönlü askım siyah olarak kodlanır (Şekil 5A). Faz kontrast görüntülemede ölçülebilecek maksimum hız aralığını gösteren parametre; Venc (velocity encoding) değeridir (cm/sn). Eğer kan akımının pik hızı Venc değe-



Resim 5. A, B. (A) Hız haritaları görüntülerinde gri skala. (B) Venc değerinin doğru seçilmediği durumlarda oluşabilecek artefaktlar.

rini aşarsa 'aliasing' artefaktı olur. Venc değerinin kan akımının pik hızını aştığı durumlarda ise faz kodlama yönünü gösteren renk skalasında silikleşme olur (Şekil 5B) [22].

KONTRAST MADDE SONRASI GEÇ FAZ GÖRÜNTÜLEME

Geç gadolinyum (Gd) kontrastlanması, Gd içeren kontrast madde uygulaması sonrasından 10-15 dakika sonra IR-FGE (inversion recovery, segmented, fast/turbo gradient eko) görüntüler ile değerlendirilir. Gd temelli kontrast maddeler miyokard hücrelerine girmezler, ancak intravenöz enjeksiyondan birkaç dakika sonra kalbin interstisyel veya ekstraselüler boşluklarına dağılırlar. Gd'un biriktiği her alanda T1 değerleri kısalır, bu da T1 ağırlıklı görüntülerde yüksek sinyale neden olur. Erken aşamada (1-3 dakika) Gd öncelikle kan havuzunda ve normal miyokardda bulunur. Daha sonraki aşamalarda (10-20 dakika) gadolinyum normal dokulardan yıkanır, ancak hücre dışı kompartmanda genişlemeye neden olan patolojik durumlarda, dokular tarafından tutulur. IR sekanslarda: normal miyokardın en düşük sinyalle izlendiği 'null' görüntüler elde edilerek patolojik dokudaki kontrastlanmayı en doğru şekilde gösterebilmek hedeflenir. Bunun için sağlam miyokardial dokudaki optimal TI (inversion time) değerinin

bilinmesi gerekir [26, 27]. Optimal TI değerinin belirlenmesi için, her hastada IR sekansı öncesinde gradient eko veya b-SSFP tekniği ile TI scout görüntüleme yapılır (Şekil 6). TI değerinin uygun seçilmesi önemlidir. Eğer TI olması gerekenden uzun seçilirse kontrast tutan doku normal miyokarddan ayırt edilemez, TI değeri kısa seçilirse infarkte doku gerçek boyutundan daha küçük görünür.

Amiloidoz gibi, miyokardın TI değerinin belirlenmesini zorlaştırarak non-diagnostik görüntülere yol açan bazı durumların üstesinden gelmek için PSIR (phase-sensitive inversion recovery) tekniği geliştirilmiştir. PSIR tekniği ile dokudaki negatif longitudinal manyetizasyon, pozitif longitudinal manyetizasyondan daha koyu göründüğü için kontrast tutan doku normal miyokarddan her zaman daha yüksek sinyalde izlenir. Bu nedenle TI değerine bağlı dezavantajlar belirgin şekilde azalır. PSIR sekansı yardımı ile TI değeri kullanılmadan da iyi görüntüler elde edilebilir. Ancak uygun TI değeri ayarlanarak alınan PSIR görüntüler daha kaliteli olacaktır [26-28].

T1 HARİTALAMA TEKNİĞİ

Miyokardiyal dokunun T1 relaksasyon zamanının çeşitli patolojik değişiklikler için değerli bir biyomarker olduğu düşünülmektedir.



Resim 6. TI scout görüntüleme.



Şekil 7. T1 ağırlıklı çoklu görüntülerin sinyallerinin T1 relaksasyon denklemine uyarlanması.

Bu düşünceden yola çıkılarak, sadece görüntü kontrastıyla yorum yapmak dışında T1 değerinin ölçümlenmesine olanak sağlayan T1 haritalama tekniği geliştirilmiştir. Kontrast sonrası görüntülerle de kombine edilerek iskemik ve noniskemik hastalıklarda interstisyel remodeling konusunda kapsamlı bir değerlendirme imkanı sağlamaktadır [29]. T1 haritalama için temel prensip, farklı T1 ağırlıklarına sahip çoklu görüntüler elde etmek ve görüntülerin sinyal yoğunluklarını T1 relaksasyon denklemine uyarlamaktır (Şekil 7). Klinik uygulamada T1 haritalaması için en yaygın kullanılan teknik, modifiye Look-Locker (MOLLI) sekansı ve varyantlarıdır. MOLLI tekniği önceki T1 haritalama tekniklerine göre önemli bir ilerleme sağlamıştır [30]. MOLLI sekansında, 'single-shot' görüntüler, inversiyon pulsundan sonra 3 ila 5 kalp atımı süresinde diyastol fazında aralıklı olarak elde edilir. Bu da R-R intervalinde, T1 geri-kazanım eğrisine uyan aralıklı görüntülerle sonuçlanır. T1 geri kazanım eğrisini daha eşit bir şekilde örneklemek için az farklı TI değerlere sahip çoklu inversiyonlar kullanılır. MOLLI tekniğinin yüksek oranda tekrarlanabilir olduğu gösterilmiştir ve yüksek sinyal/gürültü oranına sahip kaynak görüntüler vermektedir [30, 31].

Döngüler arasında longitudinal manyetizasyonun geri kazanılmasını sağlamak için kısa dinlenme süreleri serpiştirilir. Paralel görüntüleme yöntemleri ve konjugat simetri tekniğinin yardımıyla miyokardiyal T1 değerlerinin her kesit için sadece bir nefes tutma (yaklaşık 20 saniye) süresinde elde edilmesine olanak sağlar. Popüler MOLLI varyasyonlarından biri 5(3)3 varyasyonudur. Bu geri-kazanım, sadece 11 kalp atımı gereksinimi avantajına sahiptir ve 5 atım geri-kazanımını başlangıca taşıyarak, daha fazla geri-kazanım manyetizasyonuna imkan verir (Sekil 8). Ayrıca nefesini 20 saniye boyunca tutamayacak hastalar için, daha kısa çekim zamanına sahip, 5(1)1(1)1 şeması kullanılarak oluşturulan 'kısaltılmış' MOLLI (shMOLLI) sekansı geliştirilmiştir [31].

EKSTRASELÜLER VOLÜM GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİ

Miyokardium, kabaca üç kompartmandan oluşur: a) intraselüler kompartman (miyositler, fibroblastlar, endotel hücreleri ve düz kas hücrelerini içerir); b) intravasküler kompart-



Şekil 8. MOLLI 5(3)3 varyasyonu illüstrasyonu.

man; ve c) interstisyel kompartman (intraselüler ve intravasküler kompartman dışında kalan miyokardiyal alan). Ekstraselüler volüm (ECV), interstisyel ve intravasküler boşlukları içerir ve genel olarak, ECV'deki değişikliklerin ağırlıklı olarak interstisyel volüm fraksiyonundaki değişikliklerden kaynaklandığı varsayılır. ECV görüntüler, nativ ve kontrast madde enjeksiyonu sonrası T1 haritalama tekniklerinin kombinasyonu ile oluşturulur. Herhangi bir dokunun T1 relaksayon oranı (R1=1/T1) Gd konsantrasyonu ile orantılı olarak değişir. T1 haritalama teknikleri ile, kan ve miyokardın relaksasyon oranlarının kontrast uygulaması öncesi ve sonrasında hesaplanması sağlanır. Elde edilen T1 değerleri, ECV fraksiyonu hesaplamasında kullanılan formüle uyarlanarak değerlendirme yapılır (Şekil 9). Bu formül için yalnızca miyokardın değil kanın da T1 değeri bilinmelidir. Cünkü, Gd sadece plazmada bulunduğundan ve sağlam eritrositlerin içerisine girmediğinden ECV fraksiyonu hesaplamasında, hematokrit için ayrıca bir düzenleme olması gerekir.

25HK1522 M48Y Jul, 2019 / 10:03:10 232 6 mm 0.0 Sec [1/1] [1/3] [3/3] 01: TT_native H			0.0 mm 32525 10.0 mm 29 Juli 10.0 mm 29 Juli 10.0 mm 29 Juli 10.0 mm 20 Juli 10.0 mm 20 Juli 10.0 mm 20 Juli 10.0 mm 10.0 mm 20 Juli 20.0 mm 10.0 mm 20 Juli 20.0 mm 2	HKJS22 M487 2019 / 10.33 26 6mm Soc [1/1] 3] 3] T1_enlanz p			FOY 00 JO mm and the Unit of the Angle of the Unit Angle of the Un
	Segment 1	Segment 2	Segment 3	Segment 4	Segment 5	Segment 6	Summary
T1 Native	1164±121	1196±117	1177±76	1123±61	1131±67	1177±48	1167±91
R1 Native	0.87±0.08	0.84±0.08	0.85±0.05	0.89±0.05	0.89±0.05	0.85±0.04	0.86±0.06
T1 Enhanced	386±33.4	374±17.1	376±17.2	398±25.5	351±40.6	358±33.3	374±32.9
R1 Enhanced	2.61±0.23	2.68±0.12	2.67±0.12	2.52±0.16	2.89±0.35	2.81±0.26	2.69±0.25
3	29.1 %	30.8 %	30.4 %	27.3 %	32.9 %	32.6 %	30.5 %
ROI Area Native	110 mm ²	61.8 mm ²	68.7 mm²	26.1 mm²	59.1 mm²	119 mm ²	445 mm ²
ROI Area Enhanced	85.1 mm²	68.7 mm ²	53.6 mm ²	56.3 mm ²	50.8 mm ²	75.5 mm ²	390 mm²
Hematocrit	38.8 %	38.8 %	38.8 %	38.8 %	38.8 %	38.8 %	38.8 %
Field Strength	1.5 T	1.5 T	1.5 T	1.5 T	1.5 T		



Sekil 9. ECV fraksiyonu değerlendirmesi.



Şekil 10. T2 haritalar tekniği.

T2 HARİTALAMA TEKNİĞİ

Miyokardit ve miyokart infarktüsü (MI) dahil olmak üzere miyokardiyumu etkileyen birçok hastalık sürecinde miyokardiyal ödem görülür. T2 haritalama tekniğinin klinik pratikte yaygın olarak kullanılmaya başlamasından önce, ödem genellikle T2-STIR (T2 ağırlıklı short tau inversion recovery) sekans kullanılarak görüntülenmiştir. Ancak bu tekniğin düşük sinyal-gürültü oranı, manyetik alan inhomojenitesine yüksek duyarlılık, kalp hareketine bağlı sinyal kaybı, subendokardiyal yavaş akıma sekonder hiperintensite ciddi doğal sınırlamaları vardır. Ayrıca T2-STIR tekniğiyle yalnızca görsel olarak, subjektif yorumlama yapılabilmektedir. T2 haritalama sekansı ile, miyokardın T2 relaksasyon süreleri ölçülerek bu sınırlamalar aşabilir. Mivokardit ve akut MI ile ilgili çalışmalar, T2 haritalamanın miyokard ödeminin saptanmasında T2 ağırlıklı diğer tekniklere kıyasla daha fazla tanısal doğruluk sağladığını göstermiştir [32].

Kardiyak MR görüntülemede iki tip T2 haritalama sekansı kullanılır: siyah kan TSE veya parlak kan T2-preparasyon temelli puls sekanslar. TSE tabanlı T2 haritalamasının, kan akımına bağlı 'ghosting' artefaktı ve sinyal kaybına neden olan through-plane hareketi gibi bazı önemli kısıtlamaları mevcuttur. Buna karşılık T2-preparasyon temelli yöntemler, TSE ile ilişkili artefaktlara daha az duyarlıdır. T2 hazırlık süresini ayarlamak için spin-spin relaksasyon kullanılarak bir T2-bozunma eğrisi oluşturulabilir. Bu yöntem iki adım içerir; i) T2 hazırlık modülü ve ii) b-SSFP veya hızlı gradyan eko sekansı. T2 hazırlık modülü non-selektif 90° and 180° pulslar içerir ve 90° pulslar arasında spin-spin relaksasyon yaratır. Oluşan longitudinal manyetizasyonun büyüklüğü T2 bozunma derecesine bağlıdır ve hazırlık modülünün süresine bağlı olarak değiştirilebilir. Hazırlık modülünün sonrasında hızlıca b-SSFP veya gradyan eko sekans başlatılır (Şekil 10). Bir T2 haritası, S (t)=A exp (-t/T2) ile tanımlanan iki parametreli model uygulamasıyla oluşturulur. Burada S: sinyal yoğunluğunu, A: ölçeklendirme faktörünü ve t: T2'nin hazırlık süresini gösterir [33].

Kaynaklar

- [1]. Schulz-Menger J, Bluemke DA, Bremerich J, Flamm SD, Fogel MA, Friedrich MG, et al. Standardized image interpretation and post processing in cardiovascular magnetic resonance: Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) board of trustees task force on standardized post processing. J Cardiovasc Magn Reson 2013; 15: 35. [Crossref]
- [2]. Friedrich MG, Bucciarelli-Ducci C, White JA, Plein S, Moon JC, Almeida AG, et al. Simplifying cardiovascular magnetic resonance pulse sequence terminology. J Cardiovasc Magn Reson 2014; 16: 3960. [Crossref]
- [3]. Vassiliou VS, Cameron D, Prasad SK, Gatehouse PD. Magnetic resonance imaging: Physics basics for the cardiologist. JRSM Cardiovasc Dis 2018; 7: 2048004018772237. [Crossref]
- [4]. Ridgway JP. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: Part I. J Cardiovasc Mag Reson 2010; 30: 12-71. [Crossref]
- [5]. Lanzer P, Barta C, Botvinick EH, Wiesendanger HUD, Modin G, Higgins CB. ECG-synchronised cardiac MR imaging: Method and evaluation. Radiology 1985; 155: 681-6. [Crossref]
- [6]. Saloner D, Liu J, Haraldsson H. MR physics in practice: How to optimize acquisition quality and time for cardiac MR imaging. Magn Reson Imaging Clin N Am 2015; 23: 1-6. [Crossref]
- [7]. Scott AD, Keegan J, Firmin DN. Motion in cardiovascular MR imaging. Radiology 2009; 250: 331-51. [Crossref]
- [8]. Reeder SB, Faranesh AZ. Ultrafast pulse sequence techniques for cardiac magnetic resonance imaging. Top Magn Reson Imaging 2000; 11: 312-30. [Crossref]

- [9]. Einstein S, Outwater E, Kressel HY. First principles of fast spin echo. Magn Reson Q 1992; 8: 199-244.
- [10]. Constable RT, Anderson AW, Zhong J, Gore JC. Factors influencing contrast in fast spin-echo MR imaging. Magn Reson Imaging 1992; 10: 497-511. [Crossref]
- [11]. Liu Y, Riederer SJ, Ehman RL. Magnetization-prepared cardiac imaging using gradient echo acquisition. Magn Reson Med 1993; 30: 271-5. [Crossref]
- [12]. Carr JC, Simonetti O, Bundy J, Li D, Pereles S, Finn JP. Cine MR angiography of the heart with segmented true fast imaging with steady-state precession. Radiology 2001; 219: 828-34. [Crossref]
- [13]. Michaely HJ, Nael K, Schoenberg SO, Laub G, Reiser MF, Finn JP, et al. Analysis of cardiac function - Comparison between 1.5 Tesla and 3.0 Tesla cardiac cine magnetic resonance imaging. Invest Radiol 2006; 41: 133-40. [Crossref]
- [14]. Plein S, Bloomer TN, Ridgway JP, Jones T, Bainbridge G, Sivananthan MU. Steady-state free precession magnetic resonance imaging of the heart: Comparison with segemented k-space gradient echo imaging. J Magn Reson Imaging 2001; 14: 230-6. [Crossref]
- [15]. Thiele H, Nagel E, Paetsch I, Schnackenburg B, Bornstedt A, Kouwenhoven M, et al. Functional cardiac MR imaging with steady-state free precession (SSFP) significantly improves endocardial border delineation without contrast agents. J Magn Reson Imaging 2001; 14: 362-7. [Crossref]
- [16]. Barkhausen J, Ruehm SG, Goyen M, Buck T, Laub G, Debatin JF. MR evaluation ofventricular function: True fast imaging with steady-state precessionversus fast low-angle shot cine MR imaging: Feasibility study. Radiology 2001; 219: 264-9. [Crossref]
- [17]. Schar M, Kozerke S, Fischer SE, Boesiger P. Cardiac SSFP imaging at 3Tesla. Magn Reson Med 2004; 51: 799-806. [Crossref]
- [18]. Kelle S, Nagel E. Cardiovascular MRI at 3T. Eur Radiol Suppl 2007; 17: F42-7. [Crossref]
- [19]. Lee VS, Hecht EM, Taouli B, Chen Q, Prince K, Oesingmann N. Body and cardiovascular MR imaging at 3.0T. Radiology 2007; 244: 692-705. [Crossref]
- [20]. McGee KP, Debbins JP, Boskamp EB, Blawat L, Angelos L, King KF. Cardiac magnetic resonance parallel imaging at 3.0 Tesla: Technical feasibility and advantages. J Magn Reson Imaging 2004; 19: 291-7. [Crossref]
- [21]. Evans AJ, Blinder RA, Herfkens RJ, Spritzer CE, Kuethte DO, Fram EK, et al. Effects of turbulence on signal intensity in gradient echo images. Invest Radiol 1988; 23: 512-8. [Crossref]

- [22]. Kilner P, Mohiaddin R. Valvular heart disease. In: Manning WJ, Pennell DJ, editors. Cardiovascular Magnetic Resonance. Philadelphia: Saunders; 2010.p.510-4. [Crossref]
- [23]. Spritzer CE, Pelc NJ, Lee JN, Evans AJ, Sostman HD, Riederer SJ. Radiology 1990; 176: 255-62. [Crossref]
- [24]. Lotz J, Meier C, Leppert A, Galanski M. Cardiovascular flow measurement with phase-contrast MR imaging: Basic facts and implementation. Radiographics 2002; 22: 651. [Crossref]
- [25]. Gatehouse PD, Keegan J, Crowe LA, Masood S, Mohiaddin RH, Kreitner K-F, et al. Applications of phase-contrast flow and velocity imaging in cardiovascular MRI. Eur Radiol 2005; 15: 2172-84. [Crossref]
- [26]. Doltra A, Amundsen BH, Gebker R, Fleck E, Kelle S. Emerging concepts for myocardial late gadolinium enhancement MRI. Curr Cardiol Rev 2013; 9: 185-90. [Crossref]
- [27]. Oshinski JN, Yang Z, Jones JR, Mata JF, French BA. Imaging time after Gd-DTPA injection is critical in using delayed enhancement to determine infarct size accurately with magnetic resonance imaging. Circulation 2001; 104: 2838-42. [Crossref]
- [28]. Pereira RS, Prato FS, Wisenberg G, Sykes J, Yvorchuk KJ. The use of Gd-DTPA as a marker of myocardial viability in reperfused acute myocardial infarction. Int J Cardiovasc Imaging 2001; 17: 395-404. [Crossref]
- [29]. Taylor AJ, Salerno M, Dharmakumar R, Jerosch-Herold M. T1 mapping: Basic techniques and clinical applications. JACC Cardiovasc Imaging 2016; 9: 67-81. [Crossref]
- [30]. Messroghli DR, Radjenovic A, Kozerke S, Higgins DM, Sivananthan MU, Ridgway JP. Modified Look-Locker inversion recovery (MOLLI) for high-resolution T1 mapping of the heart. Magn Reson Med 2004; 52: 141-6. [Crossref]
- [31]. Kellman P, Wilson JR, Xue H, Ugander M, Arai AE. Extracellular volume fraction mapping in the myocardium, part 1: Evaluation of an automated method. J Cardiovasc Magn Reson 2012; 14: 63. [Crossref]
- [32]. Verhaert D, Thavendiranathan P, Giri S, Mihai G, Rajagopalan S, Simonetti OP, et al. Direct T2 quantification of myocardial edema in acute ischemic injury. JACC Cardiovasc Imaging 2011; 4: 269-78. [Crossref]
- [33]. Giri S, Chung YC, Merchant A, Mihai G, Rajagopalan S, Raman SV, et al. T2 quantification for improved detection of myocardial edema. J Cardiovasc Magn Reson 2009; 11: 56 [Crossref]

Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

Cemile Ayşe Görmeli

Sayfa 304

Turbo ya da fast spin eko (TSE/FSE) puls sekanslarda; başlangıçtaki 90° puls sonrasında konvansiyonel spin eko tekniğinden farklı olarak multiple sayıda 180° pulslar ile çoklu ekolar üretilir. Her eko ile yeni bir k-space satırı doldurulur ve her uyarı pulsunda elde edilen ekoların sayısı ETL (echo train lenght) ya da turbo faktör olarak adlandırılır. Bir nefes tutma periyodunda, görüntü elde etme zamanını azaltmak için genellikle 15 veya 16 ETL değeri kullanılır.

Sayfa 304

Bu sekans adından da anlaşılacağı gibi, EKG tetiklemesi eşliğinde uygulanan iki RF-inversiyon pulsu ile oluşturulur. İlk inversiyon pulsu non-selektif, ikinci inversiyon pulsu selektif pulstur. Yani ilk 180° puls ile inceleme alanındaki tüm protonlar invert olduktan sonra selektif ikinci 180° puls uygulanarak dokudan gelen sinyal re-invert hale gelir. Bu sırada kesite dışarıdan gelen kan inverte durumda olduğu için sinyal vermez. Böylece kan akımı olan alanlar siyah görünür.

Sayfa 307

Sine görüntüler için çok kısa TR değerleri gerektiğinden, yalnızca gradient eko tabanlı puls sekanslar kullanılarak elde edilir. Görüntülerin kalp döngüsünün başlangıcından alınmasını sağlamak için, R dalgasından sonra mümkün olan en kısa trigger gecikme zamanı ayarlanır. Her bir kardiyak fazda elde edilen veriler ayrı bir k-space doldurulmasında kullanılır ve böylece her kardiyak faz için ayrı bir görüntü oluşturulur. Sonrasında tüm kardiyak fazlar için ayrı ayrı elde edilen görüntüler ard arda sıralanarak sine olarak izlenebilir hale gelir.

Sayfa 308

IR sekanslarda; normal miyokardın en düşük sinyalle izlendiği 'null' görüntüler elde edilerek patolojik dokudaki kontrastlanmayı en doğru şekilde gösterebilmek hedeflenir. Bunun için sağlam miyokardial dokudaki optimal TI (inversion time) değerinin bilinmesi gerekir. Optimal TI değerinin belirlenmesi için, her hastada IR sekansı öncesinde gradient eko veya b-SSFP tekniği ile TI scout görüntüleme yapılır. TI değerinin uygun seçilmesi önemlidir. Eğer TI olması gerekenden uzun seçilirse kontrast tutan doku normal miyokarddan ayırt edilemez, TI değeri kısa seçilirse infarkte doku gerçek boyutundan daha küçük görünür.

Sayfa 309

Klinik uygulamada T1 haritalaması için en yaygın kullanılan teknik, modifiye Look-Locker (MOL-LI) sekansı ve varyantlarıdır. MOLLI tekniği önceki T1 haritalama tekniklerine göre önemli bir ilerleme sağlamıştır. MOLLI sekansında, 'single-shot' görüntüler, inversiyon pulsundan sonra 3 ila 5 kalp atımı süresinde diyastol fazında aralıklı olarak elde edilir. Bu da R-R intervalinde, T1 geri-kazanım eğrisine uyan aralıklı görüntülerle sonuçlanır. T1 geri kazanım eğrisini daha eşit bir şekilde örneklemek için az farklı TI değerlere sahip çoklu inversiyonlar kullanılır.

Kardiyak Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

Cemile Ayşe Görmeli

- 1. 90° puls sonrasında multiple sayıda 180° pulslarla üretilen her eko ile yeni bir k-space satırı doldurulan ve her uyarı pulsunda elde edilen ekoların sayısı 'echo train lenght' ya da 'turbo faktör' olarak adlandırılan teknik aşağıdakilerden hangisidir?
 - a. b-SSFP
 - b. Turbo/Fast Spin Eko
 - c. Inversion recovery
 - d. Geç faz görüntüleme
- 2. Siyah kan-double inversion recovery puls kekniği için aşağıdakilerden hangisi doğru değildir?
 - a. EKG tetiklemesi eşliğinde uygulanan iki RF-inversiyon pulsu ile oluşturulur.
 - b. İlk inversiyon pulsu non-selektif, ikinci inversiyon pulsu selektif pulstur.
 - c. Kesite dışarıdan gelen kan inverte durumda olduğu için yüksek sinyal verir.
 - d. İlk 180° puls ile inceleme alanındaki tüm protonlar invert olduktan sonra ikinci 180° puls uygulanarak dokudan gelen sinyal re-invert hale gelir.
- 3. Aşağıda Sine görüntüleme tekniği ile ilgili verilen bilgilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Sine görüntüler için çok kısa TR değerleri gerekir.
 - b. Yalnızca gradient eko tabanlı puls sekanslar kullanılarak elde edilir.
 - c. R dalgasından sonra mümkün olan en kısa trigger gecikme zamanı ayarlanır.
 - d. Her bir kardiyak faz için ayrı görüntü oluşturmak mümkün değildir.
- 4. Kontrast madde sonrası geç faz görüntüleme tekniği için aşağıdakilerden hangisini söylemek doğru olmaz?
 - a. Gadolinyum temelli kontrast maddeler enjeksiyondan birkaç dakika sonra kalbin interstisyel veya ekstraselüler boşluklarına dağılırlar.
 - b. Gadolinyum, dokuların T1 değerlerini kısaltarak T1 ağırlıklı görüntülerde yüksek sinyale neden olur.
 - c. Gadolinyum enjeksiyonu sonrası 10-20. dakikada miyokard içine yüksek miktarda kontrast madde dağılımı olur.
 - d. PSIR sekansı yardımı ile TI (inversion time) değeri kullanılmadan da iyi görüntüler elde edilebilir
- 5. MOLLI sekansında, inversiyon pulsundan sonra 3-5 kalp atımı süresinde diyastol fazında aralıklı 'single-shot' görüntüler ve R-R intervalinde, T1 geri-kazanım eğrisine uyan aralıklı imajlar elde edilir. Sözü edilen MR tekniği aşağıdakilerden hangisi olabilir?
 - a. b-SSFP gradient eko tekniği
 - b. Faz kontrast görüntüleme tekniği
 - c. T1 haritalama tekniği
 - d. T2 haritalama tekniği



Trd Sem 2020; 8: 315-337

MRG Artefaktları ve Çözüm Yöntemleri

Banu Topçu Çakır 🝺

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- MR görüntüdeki artefaktların tanımı
- Artefaktları giderme yöntemleri
- Artefakta sebep olan faktörler

Topçu Çakır B. MRG Artefaktları ve Çözüm Yöntemleri. Trd Sem 2020; 8: 315-337.

GİRİŞ

MRG'nin son yıllardaki hızlı ilerleyişi klinik uygulamalarda oldukça tercih edilen bir görüntüleme modalitesi olmasına katkı sağlamıştır. Ancak bu ilerlemelere rağmen MRG'deki tanısal kalite artefaktlar nedeniyle hala sınırlı düzeyde kalabilmektedir. Bu yüzden artefaktların nedenini anlamak ve çözüm yolları üretebilmek sık görülen artefaktları tanımaya, MRG kalitesini optimize etmeye, tanısal verimliliği artırmaya fayda sağlayacaktır.

MRG ARTEFAKTLARI VE ÇÖZÜM YÖNTEMLERİ

Artefakt anatomik olarak normalde var olmayan ancak çeşitli etkenlerden dolayı MRG'ye yansıyan yapılardır. Aslında tüm MR görüntülerde bir miktar artefakt mevcuttur. Bazı artefaktlar sadece azaltılabilirken bazıları tamamen ortadan kaldırılabilir. Bu nedenle hem optimum görüntü elde etmek hem de patoloji ile karıştırmamak için artefaktın nedeni ve nasıl ortadan kaldırılabileceği bilinmelidir. Birçok faktör MRG'de artefakta neden olabilir (Tablo 1). Bu makalede sık görülen artefaktlar ve çözüm yolları gözden geçirilecektir.

Hareket-Hayalet (Ghosting) Artefaktı

İnceleme sırasında hareket eden doku/sıvının neden olduğu sık görülen bir artefakttır. Faz kodlama yönünde bulanıklaşma (blurring), hayalet (ghosting) artefaktı şeklinde izlenir. Baş-boyun inceleme sırasında yutkunma ve/ veya vasküler pulsasyona; torasik-abdominal inceleme sırasında solunum ve/veya kardiyak aktiviteye; abdominal-pelvik inceleme sırasında bağırsak peristaltizmine ikincil oluşabilir. Ayrıca tüm incelemelerde hastanın istemli/ istemsiz hareketine bağlı görülebilir (Resim 1). Hayalet artefaktları görüntüde dokudan toplanan sinyalin tamamı veya bir kısmının hatalı yerleştirilmesi sonucu görülür. Hayalet artefaktlarının görünümü veriler elde edilir-

Ankara Şehir Hastanesi, Radyoloji Kliniği, Ankara, Türkiye 🖂 Banu Topçu Çakır • banutopcu@yahoo.com

Tablo 1: MRG'de Artefakt Nedenleri				
Hareket	İstemli/istemsiz hareket			
	Peristaltizm			
	Yutkunma			
	Göz hareketleri			
	Kan/BOS akım			
	Kardiyak			
	Solunum			
Manyetizma	Manyetik duyarlılık			
Rezonans frekans	Kimyasal kayma			
	Tip 2 Kimyasal Kayma Artefaktı (phase cancellation-black boundary)			
Örnekleme	Katlanma (Aliasing- Wrap around)			
	Trunkasyon (Gibbs- Ringing)			
Voksel	Parsiyel hacim			
	Kesitlerin üst üste binmesi (slice overlap- cross talk)			
Donanım-teknik- diğer	Yetersiz yağ baskılama			
	RF etkileşim veya Zipper			
	Annefact			
	Balık sırtı (Herringbone)- Crisscross-Corduroy			
	Girdap Akım (Eddy Current)			

ken sinyallerdeki değişimin nasıl ve ne zaman olduğuna bağlıdır. Bu değişim k-alanına kodlanırken oluşan magnitüd ve/veya faz deviasyonu sonucu görülebilir. Magnitüd hatası RF pulsu uygulanırken sinyali oluşturan voksel yer değiştirirse meydana gelir. Faz hatası ise transvers manyetizasyon oluştuğunda hasta hareket ederse ve hareket uygulanan manyetik alana dik ise oluşur. Faz hatası k alanının neresinde ise hayalet artefaktı da ona göre izlenir. Eğer X aksisi boyunca olursa frekans kodlama yönünde, Y aksisi boyunca olursa faz kodlama yönünde görülür. K alanı santralinde olursa görüntüde kirlenme (smearing) seklinde artefakt izlenir [1]. Faz hatası periyodik ise hayalet artefaktı, değilse kirlenme (smearing) artefaktı meydana gelir [2]. Hayalet artefaktları teorik olarak hem frekans kodlama hem de faz kodlama yönünde görülebilse de pratikte hemen her zaman faz kodlama yönünde izlenir. Faz kodlama yönünde verilerin elde edilmesi kısmen daha uzun zaman (yüzlerce milisaniyeden-dakikalara kadar) aldığından artefaktın oluşması için oldukça geniş zaman aralığı oluşur. Bu durumun aksine frekans kodlamada verileri toplama süresi milisaniyelerle sınırlıdır. Dolayısıyla bu kısa süre zarfında oluşan hareket belirgin artefakta neden olamamaktadır [3].

Hayalet artefaktları mevcut patolojinin görülmesini engelleyebilir ya da patolojiyi taklit edebilir (Resim 2). Ayrıca görüntüde düşük SNR'ye bağlı incelemenin rezolüsyonunda azalmaya neden olur.

Solunum sırasında toraks ve abdomenin periyodik hareketi hayalet artefaktına neden olur. Solunum hızı sabit ise faz kodlama yönünde periyodik birkaç ya da multipl çizgilenmeler seklinde artefakt izlenecektir (Resim 3). Subkutanöz doku gibi yüksek sinyalli yapılar hayalet artefaktının artmasına neden olur. Periyodik olmayan başka bir artefakt tipi ise göz hareketlerinin neden olduğu kirlenme (smearing) artefaktıdır (Resim 4). Peristaltizm rastgele hareket olup görüntüde genel bulanıklaşmaya neden olur (Resim 5) [2]. Vasküler akım sık görülen hareket artefaktıdır (Resim 6). BOS akım artefaktları da spinal incelemede T2A görüntülerde sık karşılaştığımız artefaktlardır (Resim 7). FLAIR görüntülerde ventriküler sistem içerisinde BOS akım artefaktları artmış sinyal intensitesi olarak oldukça sık görülür (Resim 8). Bu görünümü Lavdas ve ark. [4] 200 vakalık çalışmalarında % 86 oranında tespit etmişlerdir.

Çözüm yolları

Hareket kaynaklı artefaktları azaltmak için birçok çözüm tekniği kullanılabilir.



Resim 1. A-D. (A) Aksiyel T1A, (B) aksiyel T2A, (C) aksiyel yağ baskılamalı (YB) FLAIR beyin MR görüntülerde ve (D) sagital T2A servikal vertebra MR görüntüde faz kodlama yönünde hasta hareketine bağlı hayalet (ghosting) artefaktları izleniyor.

Hasta koopere ise bilgilendirme/eğitim verilmesi pratikte kullanılan yöntemlerdendir. Çekim sırasında nefes tutmasının söylenmesi hatta çekim öncesinde gösterilmesi solunum artefaktlarını engellemede yardımcı olabilir. İncelenecek alan sünger, kemer, bant gibi çeşitli malzemeler ile sabitlenerek çekim esnasında hareket etmesi engellenebilir. Hasta MR cihazında kalamıyorsa sedasyon ve hatta genel anestezi ile çekim yapılabilir.

Periyodik olmayan peristaltik hareketler ise glucagon gibi anti-spazmodik ilaçlar kullanılarak azaltılabilir. Abdomen çevresine kemer bağlanabilir ancak bu uygulama hasta için çok konforlu olmayabilir. Pron pozisyonunda inceleme yapmak da peristaltizmi azaltabilir [5].

Yağ gibi yüksek sinyalli yapıların artefakt oluşturma eğilimi daha fazladır. Çünkü hareketin neden olduğu hayalet artefaktı, kenar-detay bilgisini kodlayan (k alanının periferindeki yüksek frekanslı veriler) verilerin elde edildiği sırada izlenebilir. Yağ da yüksek sinyalli olduğundan kenar ilişkili artefaktlar oluşturur [3]. Önlemek için yağ baskılamalı sekanslar kullanılabilir.

İncelenecek alana yönelik koil kullanılırsa ve o alan dışında kalan ve hareket eden do-



Resim 2. A-F. İki farklı hastada hareket artefaktlarına bağlı ADC haritalarında (A, D) yalancı subdural hematom görünümü mevcut (oklar). Bu görünüm (B, E) difüzyon ağırlıklı görüntüde b:1000'de ve (C, F) FLAIR görüntülerde izlenmiyor. Ayrıca ilk hastada (C) FLAIR görüntüde harekete bağlı hayalet (ghosting) artefaktı görülüyor.



Resim 3. Aksiyel T1A toraks MR görüntüde faz kodlama yönünde solunuma bağlı periyodik çizgilenmeler izleniyor.

kulardan gelebilecek istenmeyen sinyaller önlenmiş olur.

Hareket artefaktları uygun sekans/parametrelerle de azaltılabilir. Frekans ve faz kodlama yönü değiştirilebilir. Böylece artefakt incelenecek alan dışında kalır (Resim 9).

Presaturasyon pulsları kullanılabilir. Özellikle çok kesitli (multislice) sekanslarda akan kan birden fazla kesitten geçtiği için birçok RF pulsundan etkilenir. Bu nedenle görüntüde hatalı kodlanarak artefakta neden olur. Bu artefaktı azaltmak ve akan kanın signal void görünmesi için kesite girmeden vasküler yapılara presaturasyon pulsları uygulanır. Görüntüye girmeden ek RF pulsu (90° RF pulsu) uygulanan spinler satüre olur (transvers manyetizasyon oluşur). Daha sonra güçlü gradientler uygulanarak bozulur, kesite girdiklerinde longitudinal manyetizasyonları yoktur veya çok azdır. Bu nedenle kesitte uygulanan eksitasyon pulslarından etkilenmezler. Dolayısıyla vasküler yapıda MR sinyali ya hiç görülmez ya da çok az olur. Abdominal görüntülemede süperiora uygulanırsa arteriyel vasküler yapılardan gelen artefaktı, inferiora uygulanırsa venöz vasküler yapılardan gelen artefakt engellenir [2, 5]. Yine presaturasyon



Resim 4. A, B. (A) Aksiyel FLAIR ve (B) T2 A görüntülerde göz hareketinin neden olduğu kirlenme (smearing) artefaktı görülüyor (oklar).



Resim 5. Aksiyel YB T2A görüntüde bağırsak peristaltizmine bağlı artefakt izleniyor (oklar).

pulsları kullanılarak yutmaya bağlı artefaktlar engellenebilir (Resim 10).

NEX'i artırmak hareket artefaktlarını azaltmak için kullanılabilecek başka bir yöntemdir. K alanının doldurulması için faz kodlama sayısı kadar TR'nin (tekrarlama zamanı) tekrar edildiğini ve her bir TR'de bir faz kodlama sırasının doldurulduğunu hatırlayalım. NEX ise bir sıranın doldurulması için TR'nin kaç kere tekrar edildiğini gösterir. NEX arttıkça dokudan gelen sinyal artacağı için SNR artar ve hareket artefaktının neden olduğu sinyal dokuya göre düşecektir. Ancak bu durumda da görüntüleme süresi artacaktır [2]. Hızlı görüntüleme sekansları veya paralel görüntüleme teknolojisi kullanmak da görüntüleme süresi azaldığı için artefaktları minimize edebilir.

Hareketi kompanze etmek için bazı yöntemler mevcuttur. Solunum kompanzasyon veya tetikleme de bu yöntemlerdendir. Her iki yöntemde de toraks ya da abdomen etrafina yerleştirilen kemer ile solunum hareketi tespit edilir. Solunum kompanzasyon tekniğinde önce hastanın solunum siklusu haritalanır ve incelemede faz kodlama basamaklarının sırası ona göre değiştirilir. Her iki nefes alma arası sürede k alanının merkezine, maksimum solunum boyunca ise perifere verlestirilecek sinvaller elde edilir. Hastanın solunumu ne kadar düzenliyse artefakt da o kadar iyi suprese edilir. Düzensiz solunumda faydalı olmayabilir [6]. Solunum tetiklemede ise faz kodlama basamaklarının sırası değiştirilmez. Solunum siklusunun sadece bir kısmında (ekspirasyon sonu) veriler elde edilir. TR hastanın solunum hızına bağlıdır. Ekspirasyon sonunda veriler toplanır [3, 5]. Navigator eko tekniğinde ise ek navigatör puls kullanılır. Abdominal görüntülemede sık kullanılan bu yöntemde diyaframa dik tek boyutlu uzaysal kodlama gradienti yerleştirilir. Diaframdan gelen eko ile diaframın pozisyonu tespit edilir (Resim 11). Buna göre de ekspirasyon sonunda veriler toplanır [2]. Kardiyak tetikleme tekniği kardiyak MR incelemede





Resim 6. A-G. (A, B) Abdomen, (C, D) boyun, (E) beyin, (F) diz ve (G) lomber vertebra MR görüntülerde (A) kalp ve (B-G) vasküler akım pulsasyonuna bağlı artefaktlar izleniyor (oklar).

hareket artefaktı olmadan yeterli uzaysal rezolüsyon ve SNR ile tanısal inceleme yapabilmek için gereklidir [3]. Kalp atımı monitörize edilir. Prospektif tetikleme ya da retrospektif gating yapılabilir. Retrospektif gating'de kardiyak siklus boyunca aynı anda EKG sinyalleri de monitörize edilirken devamlı veriler elde edilir. Veriler kardiyak siklusa göre tekrar düzenlenir. Prospektif tetiklemede ise veriler R-R dalgası arasında elde edilir. Tetikleme kardiyak siklusun belli zaman aralığında görüntü elde edebilmek için kullanılır [3].

Radial k-alanını doldurma tekniği de hareket artefaktlarında kullanılabilen kendi kendini düzeltici (self correcting) metotlardandır. K alanının standart sıra sıra doğrusal doldurulması yerine multishot radial teknik kullanılır. Bu teknikte veriler santralden perifere doğru multipl üst üste binen radial örneklemeler ile elde edilir. Bu şekilde özellikle k alanının merkezinden çok fazla örnekleme ve data elde edilmiş olur. Yanlış veriler düzeltilir (Resim 12) [1].

Manyetik alan inhomojenitesi

Klinik MR incelemede ana manyetik alan (B_0) inhomojenitesinde, doğrusal olmayan gradient alanların neden olduğu geometrik distorsiyonlar görülebilir. Bu durum MR sinyalinin hem frekans kodlama hem de faz kodlama yö-



Resim 7. A-D. (A) Sagital T2A, (B) sagital STIR, (C, D) aksiyel T2A torakal vertebra MR görüntülerde BOS akım artefaktları izleniyor (oklar).

nünde hatalı yerleştirilmesine neden olabilir. Her ne kadar üretici firmalar MR sistemlerinde ana manyetik alan dağılımının mümkün olduğunca homojen olmasını sağlamaya çalışsalar da tüm MR sistemlerinde bir miktar manyetik alan inhomojenitesi oluşur. Özellikle geniş tünelli veya açık MR sistemlerinde daha belirgin görülen magnet periferine doğru manyetik alanda azalma izlenir [1].

Manyetik Duyarlılık Artefaktı

Ana manyetik alan homojen olsa dahi çekim sırasında magnet içine yerleştirilen hasta manyetik alan homojenitesinde bir miktar bozulmaya neden olur. Hatırlayacak olursak manyetik alana maruz kalan dokular da güçlü manyetik alan etkisiyle manyetize olurlar ki buna manyetik duyarlılık denir. Yani manyetik duyarlılık dokunun manyetik alan içerisine konduğunda manyetik alan oluşturma eğilimidir. Manyetik duyarlılık eksternal manyetik alan yönünde (paramanyetik ise) veya tersi yönde (diamanyetik ise) olabilir. Her dokunun manyetik duyarlılığı farklıdır [1, 6]. Kortikal kemik veya akciğer, bağırsak gibi hava dolu organlar az miktarda manyetik duyarlılığa sahipken yumuşak dokular daha yüksek duyarlılıktadır. Dokular arası







Resim 8. A-C. Aksiyel YB FLAIR görüntülerde (A) sol lateral ventrikül, (B) 3. ventrikül ve (C) 4. ventrikül içerisinde hiperintens BOS pulsasyon artefaktları izleniyor (oklar).



Resim 9. A, B. Aksiyel YB PD görüntüler ve faz kodlama yönleri (yeşil oklar) izleniyor. A'da faz kodlama yönü ön-arka olduğu için vasküler pulsasyon artefaktı kemik üzerinde izleniyor (kırmızı oklar). B'deki gibi faz kodlama yönü sağ-sol olarak değiştirilirse pulsasyon artefaktı incelenecek doku dışında bırakılmış olur (kırmızı oklar).


Resim 10. A, B. Sagital (A) T1A ve (B) T2A servikal vertebra MR görüntülerde yutkunmaya bağlı oluşabilecek artefaktları önlemek için anteriora yerleştirilen presatürasyon bandları izleniyor (oklar).



Resim 11. Abdomen MR incelemede solunum monitörizasyonu için kullanılan ve sağ diyaframa yerleştirilen navigatör eko yöntemi görülüyor.

duyarlılık farklılığı olması da manyetik alan inhomojenitesine neden olur. Sonuçta yüksek ve düşük manyetik duyarlılığa sahip bu dokuların arayüzlerinde (hava-doku, kemik-yumuşak doku gibi) lokal manyetik alan gradienti veya alan inhomojenitesinden kaynaklanan distorsiyon artefaktları izlenir. Paranazal sinüsler, orbita, akciğerler, kalp, mide, bağırsaklar en problemli alanlardır [2]. Bu artefaktlar en belirgin olarak da diamanyetik objeler içerisindeki ferromanyetik materyal etrafında izlenir [7]. Diş telleri-dolgu materyalleri, yabancı cisim, hemosiderin, maskaradaki demire bağlı, cerrahi materyallere bağlı duyarlılık artefaktları izlenebilir (Resim 13). Ferromanyetik ve ferromanyetik olmayan materyallerin oluşturduğu artefaktlar manyetik duyarlılık dereceleri ile orantılıdır. Metal artefaktı üç sekilde izlenebi-



Resim 12. A, B. (A) Aksiyel T2A görüntüde hastanın belirgin hareketine bağlı hayalet artefaktı izleniyor. (B) Aynı hastaya artefaktı önlemek için k-alanını radial doldurma tekniğine dayalı kendi kendini düzeltici (self-correcting) sekans ile tekrar çekim yapılıyor.



Resim 13. A-F. (A) Diş teline bağlı, (B) difüzyon ağırlıklı görüntüde farklı duyarlılıktaki hava-parankim arayüzünde, (C) demir ustasının saç telleri arasında kalmış demir tozlarına bağlı, (D) kavernom etrafındaki hemosiderinde, (E, F) cerrahi materyallere bağlı oluşan duyarlılık artefaktları izleniyor (oklar).

lir. Görüntüde özellikle objenin kenarlarında geometrik distorsiyon; obje etrafında kademeli veya belirgin signal void görünüm; objeye komşu keskin sınırlı yüksek sinyal intensiteleri görülebilir [3]. Spin eko sekanslar 180⁰ refokus pulsları kullanıldığı için lokal alan inhomojenitelerinden daha az etkilenir. Gradient eko (GRE) sekanslar ve Eko-planar görüntülerde (EPI) ise duyarlılık artefaktları daha belirgindir. GRE'de refokus için gradientler kullanılır.



Resim 14. A-D. İki farklı hastada yabancı cisimlere bağlı duyarlılık artefaktları izleniyor. İlk hastada (A, B) saçındaki tokaya bağlı difüzyon ağırlıklı görüntüde (A) belirgin duyarlılık artefaktı mevcut (oklar). (B) Toka çıkarıldığında artefakt da ortadan kalkıyor. İkinci hastada rimel kalıntısına bağlı aksiyel FS T1A görüntüde (C) hipointens görünümler (rimelin içeriğindeki demir tozu nedeniyle) izleniyor (oklar). Makyaj tamamen temizlenip çekim tekrarlandığında (D) hipointens görünümlerin kaybolduğu görülüyor.

EPI'de ise tüm k alanı bir RF pulsu ile elde edilen veriler ile doldurulur, gradient refokus kullanılarak elde edilen bu single shot görüntüleme de artefaktların oluşma olasılığını artar [2, 6]. Öte yandan duyarlılık artefaktı klinikte avantaj olarak da kullanılmaktadır. Hemoraji, kalsifikasyonu değerlendirmek amacıyla spin eko sekanslara GRE veya manyetik duyarlılık görüntüleme sekansları eklenmektedir [2, 5].

Manyetik alan gücü arttıkça duyarlılık artefaktı da artmaktadır.

Çözüm yolları

Gradient eko sekansları yerine hızlı spin eko (FSE) sekansları kullanılabilir. FSE'de kullanılan multipl 180° pulsları manyetik duyarlılığı oldukça azaltır [5]. Tabi günümüzde kullanılan paralel görüntüleme ile birlikte multishot EPI ve radial k alanı örnekleme teknikleri ile birlikte bu artefaktlar azalmıştır [2]. Manyetik duyarlılık manyetik alan gücü, voksel hacmi ve TE ile orantılıdır. Dolayısıyla düşük manyetik alanda manyetik duyarlılık azalır [5]. Bununla birlikte 3 T sistemlerde SNR'nin artışıyla birlikte yüksek band genişliği (BW) ve paralel görüntülemenin kullanımı bu artefaktların azalmasına olanak sağlar [2].

Yabancı cisim ortamdan uzaklaştırılabiliyorsa bu da kolay bir çözüm yöntemi olabilir (Resim 14).

Voksel hacmi azalırsa voksel içerisindeki lokal manyetik alan inhomojenitesi azalır ve manyetik duyarlılık da azalır [2].

Uzun TE'de artefakt belirginleşir. Çünkü TE uzadıkça protonların defaze olması için gerekli süre sağlanmış olur. Dolayısıyla TE kısa tutulursa manyetik duyarlılık da azalır [5]. Frekans kodlama yönünde yüksek BW kullanmak bu yöndeki distorsiyonu azaltır [5].

Cerrahi materyali olan hastalarda ekstremite, spinal incelemelerde en iyi yağ baskılamalı sekansı STIR (short TI inversion recovery) sekansıdır. STIR sekansı yağ ve suyun T1 sürelerinden faydalanılarak longitudinal manyetizasyonun tekrar oluşmasına dayalı bir görüntüleme yöntemidir. Dolayısıyla salınım frekans farklılığına dayalı ve öncesinde frekans selektif RF pulsu uygulanan diğer yağ baskılamalı tekniklere göre manyetik alan heterojenitesine o kadar duyarlı değildir [8].

Eğer kullanılan MR cihazında VAT (view angle tilting), SEMAC (slice encoding for metal artefact correction), MAVRIC (multiacquisition with variable resonance image combination) gibi yazılım paket programları mevcut ise metal artefaktlarını azaltmak için kullanılabilir [9].

Kimyasal Kayma Artefaktı

Kimyasal kayma fenomeni protonlardaki salınım frekans farklılığından kaynaklanan sinyal intensite değişiklikleridir. Klinik olarak en belirgin su ve yağ sinyalleri arasında görülür. Suda hidrojen atomu oksijene, yağda ise karbona bağlıdır. Bunun sonucunda protonlar farklı kimyasal çevrede yer alırlar ve manyetik alan uygulandığında farklı frekansta salınım yaparlar. Su ve yağ arasındaki frekans farklılığı 3,5 ppm'dir [10]. Yağa bağlı protonlar yavaş, suya bağlı olanlar ise daha hızlı salınım frekansı gösterir. Bu fark 1,5 T için 220 Hz, 3 T için 440 Hz'dir. MR'de su protonlarının salınım frekansı esas alınarak veriler uygun voksellere yerleştirildiğinden yağ protonları frekans kodlama yönünde hatalı kodlanır. Özellikle mesane, orbita, böbrek gibi (yağ ile çevrili, sıvı içeren yapılar) su-yağ arayüzlerinde görülür [2, 6, 8]. Yüksek frekanslı tarafta artmış, düşük frekanslı tarafta azalmış intensitede lineer bantlar izlenir (Resim 15). Manyetik alan gücü arttıkça salınım frekans farkı artacağından artefakt daha belirgin hale gelir.

Çözüm yolları

Kimyasal kayma artefaktını engellemek için çeşitli önlemler alınabilir. Faz ve frekans kodlama yönü değiştirilebilir. Frekans kodlama yönü yağ-su arayüzü daha az olan tarafa ya da artefakt inceleme alanı dışına gelecek şekilde değiştirilebilir [2].

Su veya yağ baskılama teknikleri uygulanabilir.



Resim 15. Aksiyel T2A görüntüde her iki böbrek ve komşu yağ doku arayüzlerinde kimyasal kayma artefaktı izleniyor. Frekans kodlama yönünde su ve yağın salınım frekanslarındaki faklılıktan dolayı yanlış kodlanması sonucu siyah (signal void) ve beyaz (üst üste gelme [overlap]) lineer bantlar izleniyor (oklar).



Resim 16. A, B. (A) Abdomen MRG'de karşı faz görüntüde ve (B) servikal MRG'de aksiyel MERGE (Multiple Echo Recombined Gradient Echo) görüntüde çini mürekkebi ile çizilmiş gibi siyah çizgilenmelerin görüldüğü tip 2 kimyasal kayma (black boundary) artefaktı izleniyor (oklar).

Kimyasal kayma miktarı her bir piksele düşen alıcı BW ile ilişkilidir. BW arttıkça kimyasal kayma artefaktı azalır. Örneğin 1,5 T cihazda frekans kodlama yönünde piksel sayısı: 256 ve BW: 16 kHz ise her bir piksel için aralık 16000/256: 62,5 Hz/piksel olacaktır. 1,5 T MR'da yağ-su frekans farklılığı 220 Hz idi. Dolayısıyla frekans kodlama yönünde yağa bağlı protonlar 220/62,5: 3,5 piksel kayacaktır. Eğer alıcı BW artırılırsa, örneğin 32 kHz yapılırsa (32000/256:125 Hz; 220/125:1,7) kayma 1,7 piksele düşecektir [5, 11]. Tabi BW'yi artırmak SNR'de azalmaya neden olacaktır.

Voksel boyutu küçültülerek (matriksi artırarak) aynı piksel içerisine girecek yağ ve suya bağlı proton miktarı azaltılabilir. Bu da yine SNR'de azalmaya neden olabilir [3].

Frekans kodlama yönündeki kimyasal kaymanın avantajları da vardır. Kimyasal kayma MR spektroskopi incelemenin temelini oluşturur.

Tip 2 kimyasal kayma artefaktı (Faz sönümlemesi [phase cancellation]; siyah sınır [black boundary]; çini mürekkebi [india ink])

Yağ ve sudaki protonlar arasındaki kimyasal kaymadan kaynaklanan ikinci artefakt tipidir. Gradient eko sekanslarda belli TE'lerde izlenir. Abdomen tetkikinde karaciğerdeki steatozu, organlardaki yağ infiltrasyonunu ve yağ içeren lezyonları tespit etmek amacıyla rutinde kullanılan karşı faz görüntülerde görülür [6, 8]. Su-yağ arayüzünde çini mürekkebi ile çizilmiş gibi ince siyah çizgilenmeler şeklinde görülen artefaktır (Resim 16). Bildiğimiz gibi incelenecek doku RF pulsu ile uyarıldığında longitudinal manyetizasyon ortadan kalkar ve transvers manyetizasyon oluşur. Başlangıçta su ve yağdaki protonlar aynı faz konumdadır. Ancak farklı salınım frekanslarından dolayı protonlar arasındaki faz uyumu zamanla bozulur. Bir süre sonra yağ ve suyun net manyetizasyon vektörleri 180º karşı fazda izlenir. Aynı voksel içerisinde su ve yağ protonları varsa ve bu protonların net manyetizasyon vektörleri 180° karşı fazda ise bu vektörler birbirlerini siler. O vokselin net manyetik vektörü sıfır veya çok düşük olacağı için görüntüde çok düşük sinyalli veya sinyalsiz izlenecektir (Resim 17) [8]. MR görüntülerde manyetik alan gücüne göre uygun TE seçilerek aynı faz ve karşı faz görüntüler elde edilebilir (Tablo 2) [8].

Çözüm yolları

Su ve yağın aynı fazda olduğu TE sürelerinde yani aynı faz görüntülerde bu artefakt

<i>Tablo 2.</i> Tarki manyetik alan gucane gore karşı taz, aynı taz için gereki TE Sareten							
Manyetik alan gücü (T)	Karşı faz TE (msn)	Aynı faz TE (msn)	Aynı faz TE (msn)				
0,5	6,8; 20,4	13,6; 27,2					
1	3,4; 10,2; 17	6,8; 13,6; 20,4					
1,5	2,2; 6,6; 11; 15,4	4,4; 8,8; 13,2; 17,6					
3	1,1; 3,3; 5,5; 7,7; 9,9	2,2; 4,4; 6,6; 8,8; 11					

Tablo 2: Farklı manyetik alan gücüne göre karşı faz, aynı faz için gerekli TE süreleri



Resim 17. Birinci voksel içerisinde sadece su protonları, ikinci voksel içerisinde yağ ve su protonları ve üçüncü voksel içerisinde sadece yağ protonları izleniyor. Eğer TE su ve yağ protonlarının net manyetik vektörleri karşı fazda olacak şekilde seçilirse ve ikinci vokselde olduğu gibi aynı voksel içerisinde hem yağ hem su protonu varsa birbirlerinin manyetik vektörlerini silecekleri için bu vokselden sinyal alınmaz (siyah) ya da sinyali çok düşüktür. Birinci ve üçüncü voksel ise sinyalli (beyaz) görülür.

ortadan kalkar. Bunun dışında kimyasal kaymayı engellemek için de geçerli olan yağ baskılamalı yöntemleri kullanmak, matriksi artırmak ve BW'yi artırmak bu artefaktta da kullanılabilir.

Katlanma (Aliasing-Wrap Around) Artefaktı

Dokunun boyutları belirlenen FOV'dan büyük ise FOV dışında kalan alanın karşı tarafa katlanması ile sonuçlanan artefakttır. Frekans



Resim 18. Sagital T2A servikal vertebra MR görüntüde FOV içerisinde FOV dışı dokunun hatalı olarak karşı tarafa kodlanması ile sonuçlanan katlanma artefaktı görülüyor (oklar).

veya faz kodlama yönünde görülebilir ancak yeni cihazlarda frekans kodlama yönünde bu problem çözüldüğü için günlük pratikte sıklıkla faz kodlama yönünde izlenir [8]. Katlanma (Aliasing) yetersiz örneklemeye bağlı görülen artefakttır. Nyquist örnekleme teoremine göre sinyalin doğru ölçümü için örnekleme oranının sinyaldeki en yüksek frekansın en az iki katı olması gerekmektedir [12].

FOV dışında kalan ve uyarılmış doku da yüksek ve düşük faz ve frekans bilgisi taşır. Bunlar fourier transformasyon boyunca yanlış yorumlanarak görüntü içerisinde karşı tarafa kodlanır (Resim 18). Bunun nedeni FOV içerisindeki sinyalin faz aralığının 0 ile 360° arasında kodlanıyor olmasıdır. Fazın sirküler doğasından dolayı FOV dışından gelen ve 380° olan sinyal (=360°+20°) FOV içindeki 20° fazdan ayırt



Resim 19. A, B. (A) Abdomen ve (B) kardiyak MR görüntülerde gradient eko sekanslarda görülen zebra çizgilenmeleri izleniyor (oklar).



Resim 20. A, B. (A) 3 boyutlu aksiyel beyin ve (B) abdomen MR görüntülerde son kesitlerde katlanma artefaktları izleniyor (oklar).

edilemez. Dolayısıyla FOV dışındaki yüksek frekanslı sinyal düşük frekanslı olarak algılanıp FOV içinde düşük frekanslı olan karşı tarafa kodlanır [2].

Abdomen, kardiyak ve pelvis incelemelerde koronal gradient eko sekanslarda zebra çizgilenmeleri izlenebilir (Resim 19). Bu görünüm katlanma ve manyetik alan inhomojenitesinin sonucu olarak FOV içi ve dışı dokuların faz etkileşimi sonucu görülür [8]. Üç boyutlu görüntülerde son kesitler arasında katlanma artefaktı görülebilir. Eğer görüntü hacmi kesit belirleme yönünde FOV'dan fazla ise izlenir (Resim 20).

Çözüm yolları

Katlanma artefaktının en kolay çözüm yolu FOV genişliğini artırarak bütün dokunun görüntüye dahil olmasını sağlamaktır. Ancak



Resim 21. A, B. Matriks 128x320 ile alınan aksiyel T2A beyin MR görüntüde (A) BOS-beyin parankimi arayüzünde paralel çizgilenmeler izleniyor (oklar). Matriks 320x320 yapıldığında (B) trunkasyon artefaktının kaybolduğu görülüyor.

FOV'un artırılması uzaysal rezolüsyonun azalmasına neden olacaktır [13].

FOV dışına satürasyon bandları konularak da bu artefakt engellenebilir [8].

İncelemeye uygun koiller kullanmak FOV dışı sinyallerin oluşmasını azaltacaktır [13].

Faz-frekans kodlama yönü değiştirilir. Faz kodlama yönü görüntünün kısa aksisine gelecek şekilde ayarlanmalıdır.

Çeşitli cihazlarda farklı isimlerle anılan *over*sampling seçenekleri kullanılarak katlanma artefaktları kontrol altına alınabilir. Bu seçenek kullanıldığında otomatik olarak FOV ve faz kodlama basamak sayısı iki katı artar, NEX yarıya düşer [14].

Trunkasyon (Gibbs-Ringing) Artefaktı

Trunkasyon artefaktında birbirine komşu yüksek ve düşük sinyalli yapıların arayüzünde dalgalanma şeklinde ince koyu ve açık çizgilenmeler görülür. Bu artefaktın oluşma nedeni MR incelemede sınırlı zaman aralığında sınırlı sayıda veri toplanmasıdır. Veriler sonsuz değildir. Fourier transformasyondaki bu kesilmiş (truncated) veriler de artefakta neden olmaktadır. Trunkasyon artefaktı sıklıkla faz kodlama yönünde olur çünkü faz kodlama yönünde süreyi azaltmak için matriks daha düşük tutulur, bu da düşük veri örneklemesine neden olur [3, 6, 8].

Çözüm yolları

Yüksek kontrast farklılığı olan yapılar arasındaki sınırları yüksek frekanslı veriler belirler. Piksel boyutu ne kadar küçükse o kadar çok yüksek frekanslı veri elde edilir. Dolayısıyla faz kodlama yönünde matriks boyutu artırılırsa bu artefakt azaltılabilir (Resim 21) [2, 7].

Parsiyel Hacim Etkisi

Aynı voksel içerisinde farklı dokular varsa görüntüye o dokuların sinyallerinin ortalaması yansır. Voksel içindeki dokuların sınırları ayırt edilemez. Kenar detay özellikleri kaybolur. Uzaysal rezolüsyon azalır. Kesit kalınlığı fazla ise bu artefakt izlenir [15].

Çözüm yolları

Kesit kalınlığı azaltıldığında voksel küçülür ve bu etki ortadan kaldırılabilir (Resim 22).



Resim 22. A, B. (A) 10 mm ve (B) 3 mm kesit kalınlığı ile elde edilmiş aksiyel T2 A görüntüler izleniyor. Solda 7.-8. sinir trasesi ince kesitte daha net görülüyor (oklar).

Kesitlerin Üst Üste Binmesi (Slice Overlap-Cross Talk)

Çok açılı çok kesitli (multiangle, multislice) görüntülerde kesitler peş peşe alınıyorsa, aralık (gap) yok ise görüntüde sinyal kaybı gösteren alanlar izlenir. Lomber vertebra MR görüntülerde sık görülür. Eğer kesitler aynı düzeylerden geçiyorsa ve ard arda alınıyorsa spinler bir önceki RF pulsu nedeniyle satüre oldukları için sonraki kesitte sinyal alınamayacaktır ve siyah bant şeklinde sinyal kaybı gösteren alanlar izlenecektir [7].

Çözüm yolları

Kesitlerin üst üste gelmesi engellenebilir ya da üst üste gelen kesitler aynı anda incelenmez (Resim 23).

Yetersiz Yağ Baskılama

Yağ baskılamalı sekanslarda fokal baskılanmamış yağın izlenmesidir. Ana nedeni shimmingin düzgün olmamasıdır. Shimming demek ana manyetik alanın homojenitesini maksimuma getirmektir. Hasta cihaza yerleştirildiğinde küçük manyetik alan heterojeniteleri oluşur. Bunları düzeltmek için shim koilleri kullanılır. Özellikle yağ baskılama tekniklerinde düzgün uygulanmazsa yetersiz yağ baskılanmaya sebep olur (Resim 24) [8]. Faz dizilimli koiller düzgün şekilde kullanılmıyorsa yine bu artefakt oluşabilir.

Çözüm yolları

İncelenen alana santralize uygun shimming yapılması bu artefaktı engelleyebilir. Homojenitenin sağlanması için FOV'un küçültülmesi de faydalı olabilir. Ayrıca aktif olan faz dizilimli koiller gözden geçirilmelidir.

RF Etkileşim (Interference) veya Zipper Artefaktı

Birçok görüntü artefaktı istenmeyen RF sinyallerinin MR verilerini bozması sonucu gelişir (Resim 25). Bu sinyaller internal veya eksternal kaynaklı olabilir. Dış ortamdaki elektromanyetik kaynakların MR sinyallerini etkilemesi magnet etrafında kalkan görevi gören faraday kafesi ile engellenir. Çekim odasına getirilen ekipmanlar da bu artefakta neden olabilir. Bu aletler kapatılarak etkileşim engellenebilir. Çekim sırasında çekim odasının kapısının açılması artefakta neden olabilir. Ancak yeni teknolojilerde oda kapısı çekim sırasında açılırsa inceleme otomatik olarak durmaktadır. Eğer artefakt bu sebeplerden kaynaklanmıyor-



Resim 23. A-D. Lomber vertebra MR görüntülerde (A, B) kesitlerin üst üste gelmesi nedeni ile aksiyel T2A'da siyah bant şeklinde sinyal kaybı izleniyor (oklar). (C, D) Kesitler alınırken üst üste getirilmezse bu artefakt önlenebilir.



Resim 24. A, B. (A) Aksiyel YB FLAIR Beyin MR ve (B) aksiyel YB T2A abdomen MR görüntülerde yetersiz baskılanan alanlar izleniyor (oklar).

sa faraday kafesinin kontrol ettirilmesi gerekmektedir [7, 11].

Annefact Artefaktı

Zipper artefaktına oldukça benzerdir. Spinal ve pelvik görüntülemede sagital veya koronal FSE görüntülerde izlenebilir. Süperoinferior faz kodlama yönünde görüntünün santralinde görülen tüysü, şerit şeklindeki parlak artefaktlardır (Resim 26). Tam olarak devre dışı kalma-



Resim 25. Zipper artefaktı izleniyor (oklar).

mış uzak koillerin FOV dışı uyarılmış ekoları toplaması sonucu meydana gelir [11, 16]. Bu artefaktın en kolay çözümü periferdeki istenmeyen sinyalleri alan FOV dışı aktif koilleri devre dışı bırakmaktır [11].

Balık Sırtı (Herringbone)-Crisscross-Corduroy Artefaktı

Tüm görüntü boyunca düzenli aralıklarla izlenen çizgilenme paterninde artefaktlardır. Farklı uzaysal frekans ve açılarda izlenebilir (Resim 27). K alanının merkezinde oluşursa geniş, periferinde ise daha ince bant şeklinde görülür. Bu artefakt RF devrenin herhangi bir komponentindeki hatadan oluşabilir. Öte yandan çekim odasındaki kuru hava statik elektrik oluşmasına zemin hazırlar. Bunun sonucunda hastanın giydiği kıyafet veya kullanılan örtünün oluşturduğu statik elektrik ya da elektrik kaynaklarından gelen rastgele gürültüden de (hasar görmüş akkor telli lamba gibi) bu artefakt oluşabilir [11, 14]. Çekim odasının nem oranı üretici firmanın önerdiği seviyede tutularak, hastanın kıyafeti çıkarılarak, çekim odası içindeki elektrik kaynakları kontrol edilerek problem çözülmeye çalışılabilir. RF kaynaklı ise teknik servisten yardım istenebilir





Resim 26. A, B. (A) Sagital T1A ve (B) STIR torakal vertebra MR görüntülerde annefact artefaktı görülüyor (oklar).



Resim 27. A-D. (A-D) MR görüntülerde balık sırtı (herringbone) artefaktlar izleniyor.

Girdap Akım (Eddy Current) Artefaktı

Ekoplanar görüntülemede (EPI) özellikle difüzyon ağırlıklı görüntülerde izlenen artefakttır. Beyin MRG'de görüldüğünde 'üç beyin artefakt' olarak da söylenir (Resim 28). Girdap akım (eddy current) artefaktının nedeni yüksek amplitüdlü ve uzun süreli difüzyon duyarlı gradientlerin kullanılmasıdır. Difüzyon gradienti uygulandığında manyetik alandaki değişim komşu iletken yüzeylerde elektrik akımı meydana getirir. Bu akımlar daha küçük manyetik alanlar oluşturarak ana manyetik alanı etkiler. Bu da faz hatalarına neden olur. Günümüzde modern gradient koillerde elektrik iletimini önlemek amacıyla aktif kalkanlama yapıldığı için bu artefakt oldukça az görülmektedir. Ancak görüldüğünde yapılacak şey kalibrasyon için teknik servis çağırmaktır [1, 6]. Bunların dışında koil arızası ya da benzer donanım arızalarda yine teknik servis yardımı almak gerekir.

SONUÇ

Artefaktın ne olduğu ve kaynağı bilinirse hem yanlış yorumlamalardan kaçınılmış olur hem de önlemek için çözüm yolları üretilebilir.



Resim 28. Difüzyon ağırlıklı görüntüde girdap akım (eddy current) artefaktı izleniyor.

Kaynaklar

- Morelli JN, Runge VM, Ai F, Attenberger U, Vu L, Schmeets SH, et al. An image-based approach to understanding the physics of MR artifacts. Radiographics 2011; 31: 849-66. [Crossref]
- [2]. Gupta AK, Chowdhury V, Khandelwal N, editors. Diagnostic Radiology: Recent Advances and Applied Physics in Imaging. 2nd ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd.; 2013.
- [3]. Walker JS. Physics. 3rd ed. San Francisco: Benjamin Cummings; 2006.
- [4]. Lavdas E, Tsougos I, Kogia S, Gratsias G, Svolos P, Roka V, et al. T2 FLAIR artifacts at 3-T brain magnetic resonance imaging. Clin Imaging 2014; 38:85-90. [Crossref]

- [5]. Faulkner W, Seeram E, series editors. Rad Tech's Guide to MRI: Basic Physics, Instrumentation, and Quality Control. England: Blackwell Science; 2002.
- [6]. Zhuo J, Gullapalli RP. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: MR artifacts, safety, and quality control. Radiographics 2006; 26: 275-97. [Crossref]
- [7]. Javan R, O'Rear JR, Machin JE. Fundamentals behind the 10 most common magnetic resonance imaging artifacts with correction strategies and 10 high-yield points. ECR 2011; March 3-7; Vienna, Austria. Poster number: C-1248.
- [8]. Leyendecker JR, Brown JJ, Merkle EM. Practical Guide to Abdominal and Pelvic MRI. 2nd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
- [9]. Reichert M, Ai T, Morelli JN, Nittka M, Attenberger U, Runge VM. Metal artefact reduction in MRI at both 1.5 and 3.0 T using slice encoding for metal artefact correction and view angle tilting. Br J Radiology 2015; 88: 20140601. [Crossref]
- [10]. Dale BM, Brown MA, Semelka RC. MRI Basic Principles and Applications. 5th ed. Hoboken, New Jersey: Wiley Blackwell; 2015. [Crossref]
- [11]. Graves MJ, Mitchell DG. Body MRI artifacts in clinical practice: A physicist's and radiologist's perspective. J Magn Reson Imaging 2013; 38: 269-87.
 [Crossref]
- [12]. Oldhasusen BA, Aliasing. Lecture notes for Vision science course.US Davis, 2000.
- [13]. Duarte ALC, Fouassier S, Coelho PJV. Common MRI artifacts: A practical approach. ECR 2015; March 4-8; Vienna, Austria. Poster number: C-2297.
- [14]. Heiland S. From A as in Aliasing to Z as in Zipper: Artifacts in MRI. Clin Neuroradiol 2008; 18: 25-36.
 [Crossref]
- [15]. Mamourian AC. Practical MR Physics and Case File of MR Artifacts and Pitfalls. Oxford: Oxford University Press; 2010. [Crossref]
- [16]. Artasona LC. Annefact Artifact in MRI. El Baul Radiologico 2015; 9: 1-5.

MRG Artefaktları ve Çözüm Yöntemleri

Banu Topçu Çakır

Sayfa 316

Hayalet artefaktları teorik olarak hem frekans kodlama hem de faz kodlama yönünde görülebilse de pratikte hemen her zaman faz kodlama yönünde izlenir. Faz kodlama yönünde verilerin elde edilmesi kısmen daha uzun zaman (yüzlerce milisaniyeden-dakikalara kadar) aldığından artefaktın oluşması için oldukça geniş zaman aralığı oluşur. Bu durumun aksine frekans kodlamada verileri toplama süresi milisaniyelerle sınırlıdır. Dolayısıyla bu kısa süre zarfında oluşan hareket belirgin artefakta neden olamamaktadır.

Sayfa 326

Cerrahi materyali olan hastalarda ekstremite, spinal incelemelerde en iyi yağ baskılamalı sekansı STIR (short TI inversion recovery) sekansıdır. STIR sekansı yağ ve suyun T1 sürelerinden faydalanılarak longitudinal manyetizasyonun tekrar oluşmasına dayalı bir görüntüleme yöntemidir. Dolayısıyla salınım frekans farklılığına dayalı ve öncesinde frekans selektif RF pulsu uygulanan diğer yağ baskılamalı tekniklere göre manyetik alan heterojenitesine o kadar duyarlı değildir.

Sayfa 326

Yağa bağlı protonlar yavaş, suya bağlı olanlar ise daha hızlı salınım frekansı gösterir. Bu fark 1,5 T için 220 Hz, 3 T için 440 Hz'dir. MR'de su protonlarının salınım frekansı esas alınarak veriler uygun voksellere yerleştirildiğinden yağ protonları frekans kodlama yönünde hatalı kodlanır.

Sayfa 328

Dokunun boyutları belirlenen FOV'dan büyük ise FOV dışında kalan alanın karşı tarafa katlanması ile sonuçlanan artefakttır. Frekans veya faz kodlama yönünde görülebilir ancak yeni cihazlarda frekans kodlama yönünde bu problem çözüldüğü için günlük pratikte sıklıkla faz kodlama yönünde izlenir.

MRG Artefaktları ve Çözüm Yöntemleri

Banu Topçu Çakır

- 1. Hareket-Hayalet (Ghosting) artefaktı ile ilgili olarak aşağıda verilen bilgilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Subkutanöz doku gibi yüksek sinyalli yapılar hayalet artefaktının artmasına neden olur.
 - b. Hayalet artefaktları hemen her zaman faz kodlama yönünde görülür.
 - c. Hareket periyodik ise kirlenme (smearing) şeklinde artefakt izlenir.
 - d. Hızlı görüntüleme sekansları kullanmak artefaktı azaltıcı yöntemlerdendir.
 - e. NEX'i artırmak artefaktı önleyici çözüm yöntemlerinden bir tanesidir.
- 2. Kimyasal kayma artefaktı ile ilgili olarak aşağıdakilerden hangisi doğrudur?
 - a. Yağ ve suya bağlı protonlardaki salınım frekans farklılığından kaynaklanan artefakttır.
 - b. Manyetik alan gücü arttıkça artefakt daha belirgin hale gelir.
 - c. Frekans kodlama yönünde izlenir.
 - d. BW arttıkça kimyasal kayma artefaktı azalır.
 - e. Hepsi
- 3. Aşağıdakilerden hangisi/hangileri duyarlılık artefaktını azaltıcı yöntemlerdendir?
 - I. GRE yerine FSE sekansları kullanmak
 - II. Voksel hacmini azaltmak
 - III. Uzun TE kullanmak
 - IV. Yağ baskılamalı sekans olarak STIR tercih etmek
 - a. I ve IV
 - b. I, II ve IV
 - c. I, III ve IV
 - d. I, II ve III
 - e. Hepsi
- 4. Aşağıdaki bilgilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Katlanma artefaktı sıklıkla faz kodlama yönünde görülür.
 - b. Tip 2 Kimyasal kayma artefaktı su ve yağın karşı fazda olduğu TE'lerde izlenir.
 - c. Trunkasyon artefaktını azaltmak için matriks boyutu azaltılır.
 - d. Parsiyel hacim etkisini azaltmak için kesit kalınlığı azaltılmalıdır.
 - e. Uygun olmayan shimming yetersiz yağ baskılamaya neden olur.
- 5. Görseldeki oklarla gösterilen artefaktın adı nedir?
 - a. Zipper artefaktı
 - b. Balık sırtı (Herringbone) artefaktı
 - c. Girdap Akım (Eddy Current) artefaktı
 - d. Annefact artefaktı
 - e. Corduray artefaktı





Trd Sem 2020; 8: 338-350

Manyetik Rezonans Görüntülemede Donanım ve Güvenlik

Hülya Özdemir¹ 💿, Ahmet Muhteşem Ağıldere² 💿

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- MRG cihazının temel bileşenleri
- Güncel teknolojik gelişmeler
- Farklı manyetik alan gücüne sahip cihazların karşılaştırılması
- MR güvenliğinde güncel bilgiler

Özdemir H, Ağıldere AM. Manyetik Rezonans Görüntülemede Donanım ve Güvenlik. Trd Sem 2020; 8: 338-350.

GİRİŞ

Manyetik rezonans görüntülemenin (MRG) temeli protonların belirli bir manyetik alanda uyarılması sonucu farklı salınım frekansları göstermesine dayanmaktadır. MRG cihazında klinik kullanıma girdiği ilk günlerden bugüne tasarım, donanım ve yazılım olarak çok hızlı ilerlemeler kaydedilmiştir. Bu yazıda donanım ile ilgili temel bilgiler ve teknolojik gelişmelerden ayrıntılı olarak bahsedilecektir. MRG sisteminde güvenlik ise donanım ile yakından ilişkilidir. MRG sistemini oluşturan her bileşen için ayrı güvenlik riskleri bulunmaktadır. Bu yazıda güvenlikle ilgili güncel bazı bilgilere değinilecek olup kontrast madde güvenliği ayrı bir konu olduğundan burada bahsedilmeyecektir.

MRG CİHAZININ ANA BİLEŞENLERİ

MRG sisteminin temel çalışma mekanizması eski ve yeni nesil cihazlarda temel olarak aynıdır. Ana magnet, longitudinal manyetizasyonun sağlanması için gerekli olan statik ve homojen bir manyetik alan (B₀) sağlarken, gradient sarmallar aracılığı ile açılıp kapanabilen ilave bir manyetik alan yaratılır. Gradientlerin oluşturduğu ek manyetik alan protonlarda farklı salınım frekanslarına neden olarak sinyalin lokalizasyonunun yapılabilmesini sağlar. Sisteme gönderilen radyofrekans (RF) dalgaları ile incelenmek istenen dokudaki protonlar uyarılır ve dokudan gelen sinyaller toplanarak bilgisayar sistemleri tarafından görüntü oluşturulur.

MRG cihazının ana bileşenleri temel olarak beş grupta incelenebilir:

- Ana magnet
- · Gradient sarmallar
- Shim sarmallar
- Radyofrekans sarmallar (alıcı-verici sistemleri)
- · Bilgisayar sistemi

¹Başkent Üniversitesi Adana Dr. Turgut Noyan Uygulama ve Araştırma Merkezi, Radyoloji Bölümü, Adana, Türkiye ²Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

Ahmet Muhtesem Ağıldere • muhtesem@baskent-ank.edu.tr



Şekil 1. Sarmalların magnetin içinden gantri boşluğuna doğru sırayla shim, gradient ve RF sarmalları olacak şekilde dizildiği izlenmektedir.

MRG cihazında gantri ünitesi magnet ve sarmallardan oluşan, hastanın hemen hemen tüm vücudunu içine alan uzun tünel şeklindeki yapıdır [1].

MRG cihazında sarmallar magnetin içinden gantri boşluğuna doğru sırasıyla shim, gradient ve RF sarmalları olacak şekilde dizilmiştir (Şekil 1).

Ana Magnet

Magnetler MRG sisteminin en temel bileşenidir. Magnetin esas görevi görüntüleme için gerekli olan yeterli manyetizasyonu sağlayacak düzenli ve güçlü bir manyetik alan oluşturmaktır. Görüntü oluşturabilmek için manyetik alanın homojen olması gerekmektedir. Bu nedenle günümüzde kullanılan magnetler genellikle silindirik yapıdadır.

Manyetik alanın gücü Tesla (T) birimi ile ifade edilir. Magnetler manyetik alan gücüne göre sınıflandırıldığında beş tipi vardır:

- Düşük teslalı (low field): (0,2T altında)
- Orta teslalı (mid-field): (0,2-1T)
- Yüksek teslalı (high field): (1,5-3T'ye kadar)
- Çok yüksek teslalı (very high field): (3T-7T'ye kadar)
- Ultrayüksek teslalı (ultrahigh-field): (7T ve üstü)

Bazı araştırmacılar 3T ve üzerini de ultrayüksek teslalı olarak sınıflandırabilmektedir. Klinik olarak ise 1,5 T ve 3T sistemler ileri görüntüme yöntemlerine de imkân sağlayan standart manyetik rezonans (MR) cihazlardır.

Yüksek manyetik alan gücüne sahip cihazlarda sinyal-gürültü oranı (SNR) ve uzaysal rezolüsyon daha yüksektir. Görüntüleme zamanı kısalmıştır. Kimyasal duyarlılık arttığından spektral yağ baskılama ve MR spektroskopi yapılabilmektedir. Bu sistemlerin en önemli dezavantajı manyetik duyarlılık artefaktlarının artması ve RF dalgalarına bağlı ısınma problemidir [2].

İlk ultrayüksek teslalı (7T) magnet 1999 yılında tanıtılmış ve 2017 yılında klinik kullanıma girmiştir. En önemli avantajları SNR'ın, uzaysal ve kontrast rezolüsyonun artmasıdır. İlk çalışmalar daha çok SNR'daki artışa odaklanmış, anatomik yapılar daha detaylı görüntülenerek beyin ve kas iskelet sistemi uygulamalarında hızlı yol alınmıştır [3]. Manyetik duyarlılığın artmasıyla birlikte T2*, SWI, BOLD gibi sekanslar geliştirilmiştir. T2/ T2* relaksasyon zamanının kısalması da SWI ve BOLD sekanslarının gelişmesine katkı sağlamıştır. T1 relaksasyon zamanındaki artış ile time of flight (TOF) MR anjiografide ciddi ilerlemeler kaydedilmiştir. Bu sistemlerin en önemli dezavantajları ise baş dönmesi, mide bulantısı ve vertigo gibi biyolojik yan etkilerinin fazla olması ve RF dalgalarının dokuda neden olduğu spesifik abzorbsiyon oranlarının (SAR) yüksek olmasıdır. Diğer taraftan manyetik duyarlılık arttığından buna bağlı artefaktlar da artmaktadır. T2/T2* relaksasyon zamanındaki azalmaya bağlı difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG) ve difüzyon tensör görüntüleme (DTI) daha zor olmaktadır. Veri artışına bağlı bilgisayarların yükü de artmıştır [4].

Düşük teslalı MR cihazları açık MR sistemlerinde kullanıldıklarından klostrofobik hastalarda avantajlı olmaktadır. Bir teslanın altındaki sistemlerde projektil (misil etkisi) risk düşük olduğundan anestezi ve monitörizasyon cihazları hasta yakınına kadar getirilebilmekte ve görüntüleme sırasında hastaya erişim imkânı sağlamaktadır. Bu nedenle girişimsel MR işlemlerinde de kullanılmaktadır. Manyetik duyarlılık artefaktı daha az olduğundan ortopedik görüntülemede avantajlıdır. Kurulum ve idame maliyetleri düşüktür. Düşük teslalı cihazlarda SAR oranı düşük olduğundan özellikle vücut sıcaklığını dengeleyemeyen infantlar, hasta ve yaşlı bireylerde avantajlıdır.En önemli dezavantajı ise SNR'ın düşük olmasıdır. Manyetik alan homojenitesi az olduğundan büyük FOV'lu çekimlerde görüntü kalitesi çok düşmektedir. Kimyasal şiftle yağ baskılama, eko-planar görüntüleme veya MR spekstroskopi gibi işlemler yapılamaz. Fokal alanlarda kanama, demir birikimi veya kalsifikasyonu gösteremeyebilir. Gadolinyum ile boyanma daha az belirgin olduğundan yüksek doz kontrast madde kullanmak gerekir [5].

Günümüzde manyetik alanın oluşturulma şekline göre magnetleri 3 ana grupta sınıflandırabiliriz:

- Permanent (sabit) magnet
- Rezistif magnet
- · Superiletken magnet

Permanent magnetler

Çok büyük boyutlu esas olarak iki kutbun birbirine yakın ve paralel olduğu C-şeklinde bükülmüş manyetize demirden yapılmış doğal mıknatıslardır. Sistemin kurulum ve işletim maliyeti düşüktür. Manyetik alan oluşturmak için elektrik enerjisine ihtiyaç duymazlar. Doğal ve sürekli manyetik alan gücü sağlarlar, ancak manyetik alan homojeniteleri iyi değildir. Manyetik alanın gücü magnetin ağırlığı ile doğru orantılı olup manyetik alan gücünü arttırabilmek için tonlarca ağırlığa ulaşmaktadır. Neodimyum gibi maddeler ile alaşım yapılarak ağırlıkları bir miktar azaltılabilse de neodimyum pahalı bir element olduğundan maliyet sorunu ortaya çıkmaktadır. Neodimyum, demir ve bor alaşımından yapılan NdFeB MRG sistemlerinde kullanılan kalıcı bir mıknatıstır. Bu sistemlerde elde edilen manyetik alanın yönü süperiletken sistemlerden farklı olarak hastaya diktir. Bu cihazlarda SNR düşüktür ve görüntüleme süreleri uzundur. Sistemin kararlı halde

kalması için sabit bir oda sıcaklığı gerekmektedir. Bu nedenle kalıcı mıknatıslar genellikle düşük alan kuvvetleri için kullanılır. Acil durumlarda kapatılamaması da bu magnetlerle ilgili önemli bir sorundur.

Rezistif magnetler

Rezistif ve süperiletken magnetlerde manyetik alanı oluşturmak için elektrik enerjisi kullanılmaktadır. Bu magnetlerde ısınma ciddi bir problem olduğundan 0,5T manyetik alan gücüne kadar ulaşılabilmektedir. Rezistif magnetlerde süperiletken magnetlerdeki soğutucu kriyostat sistemi yoktur. Air-cored (hava nüveli) rezistif magnet ve iron-cored (demir nüveli) elektromagnet olarak iki tipi vardır [2]. Air-cored rezistif magnetler ilk nesil MR sistemlerinde kullanılmış olup tipik olarak bakır tel veya alüminyum bantlar ile sarılı dört büyük silindirden oluşur. Sistemden elektrik akımı geçirilerek 0,2T'ye kadar manyetik alan kuvveti oluşturulabilmektedir. Su ile soğutulduğundan fazla ısındığında bekleme moduna geçmekte veya tamamen kapanabilmektedir [2]. Iron-cored elektromagnetlerde ise tellerden elektrik akımı geçince demirin kendisi mıknatıs özelliği kazanır [2]. Demir kullanılarak 0,6T manyetik alana ulaşılabilmiştir. Oldukça ağır sistemlerdir. Air-cored magnetlerle kıyaslandığında 'fringe field' yani sistem etrafindaki istenmeyen manyetik alan daha azdır [6].

Süperiletken magnetler

Temel özellikleri manyetik alanın her zaman mevcut olmasıdır. Süperiletken magnetlerde manyetik alan üzerinden akım geçirilen süperiletken teller aracılığı ile sağlanır. Niyobyum/ titanyum veya niyobyum/kalay gibi alaşımlardan yapılmaktadır. Bu alaşımlar, mutlak sıfıra (yaklaşık -273,15°C) yakın sıcaklıklara kadar soğutulduğunda elektrik akımına karşı dirençleri sıfıra düşer ve bu olaya süperiletkenlik denir [7]. Bu magnetlerde telden akım geçtikçe ısınan sistemin soğutulması gerekmektedir. Bu soğutma işleminde sıvı veya mekanik soğutucular kullanılabilir. Pek çok MR sisteminde soğutma işlemi sıvı helyum ile yapılır. Süperiletken teller kriyostat denilen, ısı iletimini ve yayılımını engelleyen, çelik izolasyon tankına yerleştirilmiştir. Bu izolasyon sistemi düzgün çalışmıyorsa teller iletken hale gelerek sistemde biriken enerjiyi ısı olarak yayar. Böylece ısınan sıvı helyum buharlaşıp gaz haline gelir. Sistemde gaz basıncı aşırı arttığından kriyostatı patlamadan korumak için süperiletken mıknatıslara bağlı quench tüpleri ile buhar halindeki helyum odadan dışarı atılır. Bu olaya quench denilir [7].

1980'lerde üretilen ilk süper iletken tarayıcılarda sıvı helyum ve sıvı azot içeren iki ayrı kriyojen odası vardı. Azot haftalık, helyum aylık dolduruluyordu. 1990'larda sadece helyumla çalışan sistemler geliştirildi. 2000'lerde ise soğutma sistemlerindeki ilerlemeler sayesinde helyum dolumu 2-3 yılda bir yapılmaya başlandı.Günümüzde zero boil-off (sıfır kaynama) adı verilen teknolojiler ile helyum dolumu olmadan yıllarca çalışabilen sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerde sadece bakım sırasında çok az miktarda helyum takviyesi yeterli olmaktadır.Gifford-Mc-Mahon kriyo-soğutucularda, krivostatlar iyi bir termal vakum izolasyonu ile donatıldığından sıvı helyuma gerek kalmamıştır [8-10]. Hiçbir kriyojen içermeyen, yalnızca iletim soğutması ile soğutulan yeni nesil süper iletken MR tarayıcıları bazı düşük teslalı süperiletken MR cihazlarında kullanılmaktadır [10].

Farklı markalara ait cihazlarda manyetik alan homojenitesi kıyaslanırken magnet çaplarının eşit olmasına dikkat edilmelidir. Magnet çapı arttıkça manyetik alan inhomojenitesi de artar [11]. Güncel MR sistemlerinde bu homojenizasyon sorunu büyük oranda çözülerek daha geniş çaplı magnetler yapılabilmiş ve gantri açıklığının 70 cm'e ulaşması klostrofobik hastalarda oldukça faydalı olmuştur.

MRG cihazları açık ve kapalı olarak iki şekilde dizayn edilebilir (Şekil 2). Açık MR sistemlerinde C-şekilli veya at nalı konfigürasyonunda permanent magnetler kullanılmaktadır. Manyetik alan gücü 0,2T-1T arasında olup manyetik alan yönü hastaya diktir. Kapalı MR sistemlerinde süperiletken mıknatıslar kullanılır ve 1T ve üzeri stabil ve homojen bir manyetik alan sağlanır. Manyetik alanın yönü hastaya paraleldir. Bazı MR cihazları ise farklı olarak dipolar elektomagnet sistemleri şeklinde dizayn edilmiştir. Dipolar elektomagnet sistemlerinde mıknatıslar hastanın her iki tarafında tavanda ve tabanda birbirine bakacak şekilde yerleştirilmiştir. Süperiletken veya rezistif magnetler kullanılabilir ve manyetik alan 0,5T-1,2T arasındadır [8, 12].

Gradient Sarmallar

Temel görevleri sinyalin lokalizasyonunun yapılabilmesidir. Gradient sarmallar x, y ve z eksenleri boyunca yerleştirilen bağımsız güç amplifikatörlerine bağlı üç ayrı setten oluşur ve manyetik alanı kademeli olarak arttırıp azaltarak görüntü oluşturulmasını sağlarlar [13]. Z- aksı boyunca kesit belirleme, x- aksı boyunca frekans kodlama ve y- aksı boyunca ise faz kodlama gradientleri oluşturulmaktadır [6]. Enine (x- ve y-) gradientler tipik olarak eyer (Golay) konfigüras-yonuna sahipken, z-gradientlerin tasarımı genellikle dairesel (Maxwell) şekildedir [14].

Gradient sarmalların üzerinden akım geçtikçe ortaya çıkan manyetik alan, ana manyetik alanın aksi yönde olup çok daha düşük kuvvetlidir. Bu ek manyetik alan ana manyetik alanda bir miktar distorsiyona neden olur. Buna bağlı protonlarda meydana gelen farklı salınım frekansları sinyalin lokalizasyonunu saptamaya yarar. Gradientler anjiografi, DAG ve perfüzyon gibi tekniklerde kritik öneme sahiptir.

İnceleme sırasında gradient sarmallar defalarca çok hızlı bir şekilde açılıp kapanırlar ve MR'daki sesin ana kaynağı da budur [14]. Yeni geliştirilen 'sessiz tarama teknolojisi' ile gradientlerin neredeyse sabit seviyelerde sürekli olarak kullanıldığı ve çok küçük adımlarla değiştirildiği farklı bir yaklaşım kullanılarak ve bazı donanım değişiklikleri de yapılarak ses önemli ölçüde azaltılmıştır [15].

Hızla değişen gradient manyetik alanın sonucu Faraday'ın İndüksiyon Yasasına göre çevredeki iletken malzemelerde Eddy akımları (girdap akımları) denilen başıboş akımlar oluşur. Ciddi artefaktlara neden olduklarından

EGITICI NOKTA



Kapalı silindirik magnet



C-sekilli permanent magnet

В

Dipolar-elektromagnet dizaynı

С

А

EGITICI

istenmeyen bir durumdur. Özellikle DAG ve DTI'da düzeltilmeleri çok önemlidir. Bu akımlar MR tarayıcısının herhangi bir metalik bileşeni ile (sarmallar, kablolar) veya hastadaki cihazlar ile etkileşime girebilir [16, 17]. Dokuda ısınma veya periferik sinir stimülasyonu gibi önemli biyolojik etkilere neden olabilir.

Gradient sarmalların performansları farklı parametreler ile değerlendirilebilir. Maksimum (veya pik) gradient güç birim uzunlukta değiştirilebilen maksimum manyetik alan gücünü tanımlar [13]. Birimi militesla/metre (mT/m) olarak ifade edilir. En iyi performanslı sistemler yüksek maksimum gradient güçlü olanlardır [14]. Klinikte sıklıkla kullanılan 1,5T-3T cihazlarda maksimum gradient güçü 30-45 mT/m,

Resim 2. A-C. (A) Genelde süperiletken kapalı MR sistemlerinde tercih edilen silindirik magnet, (B) genelde açık MR sistemlerinde tercih edilen C-sekilli veya at nalı konfigürasyonundaki magnet, (C) dipolar elektomagnet sistemi izlenmektedir.

arasında iken 0,5 Tesla altı cihazlarda 15-25 mT/m aralığındadır. Bu maksimum güce erişme zamanı ise rise time (ivmelenme zamanı) olarak ifade edilir ve birimi milisaniyedir [13]. Çoğu tarayıcı için tipik olarak 0,1-0,3 msn arasındadır. Rise time tek başına bir anlam ifade etmez, çünkü çok zayıf gradientli bir tarayıcı çok hızlı bir şekilde tam güce ulaşabilirken görüntüleme için düşük gradient performansına sahip olabilir. Bu nedenle karşılaştırma amaçlı maksimum gradient gücünün bu maksimum güce erişme zamanına oranı olarak tanımlanan slew rate (ivmelenme oranı) parametresi tanımlanmıştır. Slew rate'in birimi Tesla/metre/saniyedir (T/m/s). Buna göre bir MRG sistemi sıfırdan maksimum gradient gücü olan 30 mT/m'ye 0,5 milisaniyede ulaşıyorsa slew rate 60 T/m/s olacaktır [14].

Shim Sarmallar

Shimming MR sisteminde statik manyetik alanın (B_a) daha homojen hale getirildiği bir işlemdir. Aktif veya pasif olmak üzere iki tip shimming işlemi mevcuttur. Sistem kurulum aşamasındayken magnetin fabrikada üretimine bağlı gelişen manyetik alan inhomojenitesi ölçülür. Bu inhomojenite cihaz kurulumu sırasında magnetin iç deliği boyunca belli lokalizasyonlara metal plakalar veya ferromanyetik maddeler yerleştirilerek kompanse edilir. Ancak magnet kurulumu tamamlandığında bir dizi kontrol ve kalibrasyondan sonra istenen manyetik alan homojenliği sağlanabilmektedir. Bu işleme pasif shimming denir. Pasif shimmingde özel yazılımlar ile yerleştirilecek plakaların konumları hesaplanır [7]. Tipik olarak demir veya çelik plakalar kullanılır. Dikkatli bir pasif shimming işlemi ile ana manyetik alanın mükemmel bir şekilde statik olarak homojen olması sağlanabilir. Pasif shimmingin en önemli dezavantajı, shim materyalinin sıcaklığa duyarlı olması ve sistem ısındığında alan kaymaları meydana gelmesidir. Ek olarak, shimler zaman içinde mıknatıslanabilir, değiştirilmesi ve/veya yeniden konumlandırılması gerekebilir.

Pasif shimming boş magnet için oluşturulmuş statik bir çözümdür. Pratikte bir hasta tarayıcıya yerleştirildiğinde, diyamanyetik duyarlılık etkilerinden dolayı ek alan bozulmaları meydana gelmektedir. Her hastanın benzersiz, birbirinden farklı bir inhomojenite modeli vardır. Manyetik alandaki hastadan hastaya değişen bireysel varyasyonlar ancak dinamik bir işlemle düzeltilebilir. Buna aktif shimming denir [18]. Aktif shimmingde akım özel sarmallar aracılığı ile yönlendirilir. Aktif shim sarmalları süper iletken veya rezistif olmak üzere iki tip olabilir. Süper iletkenler sıvı helyum içeren kriyostat içine yerleştirilirken, rezistif olanlar tarayıcının iç duvarındaki gradient sarmallar ile aynı destek yapısına monte edilir. Bazı MR cihazlarında iki shim tipi de kullanılabilir [19, 20].

RF Sistemleri

RF sarmalları ile incelenen dokulardaki protonları uyarmak için verici sarmallar ile sisteme RF dalgaları gönderilmekte ve alıcı sarmallar ile uyarılmış spinlerden gelen sinyaller toplanmaktadır. Yalnızca alıcı, yalnızca verici olabildikleri gibi hem alıcı hem de verici olarak fonksiyon görebilirler. Bir sarmalın sinyal alma yeteneğini belirleyen faktörlerden en önemli ikisi sinyale yakınlık ve sarmalın yapıldığı bobinin çapıdır. Çap ne kadar büyükse, sarmal o kadar az hassastır. Hastadan gelen sinyaller toplandıktan sonra amplifiye edilir ve gelen sinyallerde faz ve frekans bilgileri ayıklanır.

Yüzey sarmalları sadece alıcı olarak fonksiyon gören sarmalların en sık kullanılanlarıdır. Farklı anatomik bölgeler için özel olarak tasarlanmış birçok sarmal çeşidi bulunmaktadır. Volüm sarmalları ise baş, gövde ve ekstremite gibi organlar için tasarlanmıştır.

Faz dizilimli sarmallar ise üzerinde en az dört veya daha fazla alıcının sıralandığı sarmallardır. Bu sarmallar yüksek SNR oranı sağlarlar ve paralel görüntüleme uygulamalarında da kullanılabilir. Spinal görüntülemede, birden fazla yüzey bobini bir araya getirilerek tüm omurga iyi kalitede görüntülenebilir.

İlk üretilen RF sarmalları çok sert ve ağırlardı. Teknolojideki yeni gelişmelerle RF sarmalların hem kumaş kaplamasında hem de iç kısmında esnek materyaller ve teller kullanılarak esnek, hafif ve daha dayanıklı sarmallar üretilmiştir [21]. Bu sarmallar doğrudan hasta üzerine yerleştirebildiklerinden hem SNR artmış hem de daha yüksek çözünürlüklü görüntüleme imkânı olmuştur. Küçük çocuk hastalarda bile güvenle kullanılabilecek hafif sarmallar geliştirilmektedir.

3T üzerindeki MRG sistemlerinde, proton sinyallerinin dalga boyu insan gövdesinin boyutundan daha küçük olduğundan, geleneksel RF sistemlerinde kullanılan yakın alan yaklaşımı işe yaramamıştır. Bu sorun yama veya çok kutuplu anten teknolojileri veya dipol gibi mekanizmalar ile çözülmeye çalışılmaktadır [22].

Kaynak	Etki mekanizmaları	Risk-potansiyel tehlike
Ana manyetik alan (B ₀)	Tork/Translasyonel kuvvet/ Manyetizasyon/Manyetik satürasyon/ Fringe field	Projektil hasar Medikal cihazın/implantın yer değiştirmesi, bozulması, ayarının değişmesi Biyoetkiler
Gradient alanı	İndüklenmiş Eddy akımları/ Kablo ve tellerde indüklenmiş akım	Ağrılı periferik sinir uyarılması Akustik gürültü-işitme kaybı İmplantla etkileşim(titreşim) Metal yüzeylerde ısınma Monitörizasyon cihazlarında dalga formlarının bozulması
Radiofrekans alanı (B1)	RF dalgalarına bağlı dokuda ısınma/RF dalgalarının metalik cisimle etkileşip devre oluşturması	Dokuda ısınma (SAR↑) Medikal cihazın ısınması, bozulması
Kriyojenler	Helyumun ortama salınması	Soğuk yanığı Asfiksi Patlama riski(artan basınca bağlı)
SAR: specific absorption rate.		

Tablo	1·MR	Ünitesinin	Ana Rile	senlerine	Ait Güve	nlik Riskler	i ve Ftk	i Mekanizm	aları
Iabio	<i>1.</i> IVIIX	Onicesinin		Seineine	AIL UUVE		IVELLK		aiaii

EĞİTİCİ NOKTA RF sarmallardaki alıcı elemanların sayısı artıkça, görüntü oluşum hızı da artmaktadır. Bu durum birbirine komşu sarmaldan gelen sinyallerde etkileşime ve üst üste binmeye neden olmaktadır. Bu sinyallerin ayrıştırılması RF sistemlerindeki decoupling methodlarının temelini oluşturmaktadır. Son yıllarda wireless teknolojisi ile sarmallar ve kablolar arasındaki etkileşim en aza indirilebilmiştir [23]. Multitune sistemlerde ise RF sarmalları birçok farklı frekansta sinyal alacak şekilde dizayn edilmişlerdir [22].

Bilgisayar Sistemi

Tipik olarak yüksek hızlı yerel internet ağı ile birbirine bağlı ana ve yardımcı bilgisayarlardan oluşan bir sistemdir. Ana bilgisayar kullanıcı ile MRG sistemi arasındaki bağlantıyı sağlar ve tüm sistem buradan kontrol edilebilir. Ana bilgisayarın tüm görüntü işlemleri, kontrol pulslarının oluşturulması, arıza bulma, servis, kalite kontrol, görüntülerin PACS sistemine kaydedilmesi gibi aynı anda birçok işlemi gerçekleştirme kapasitesi vardır. Nihai görüntü ana bilgisayara gönderilmeden önce, gelen verilerin yeniden düzenlenmesi, Fourier dönüştürülmesi, birleştirilmesi imaj rekonstrüksiyon bilgisayarları tarafından yapılır. Donanım kontrol bilgisayarları gradientler, RF sistemi ve alıcıların çalışmasını kontrol eder.

Tüm bilgisayarlar diagnostik görüntüleme için özel üretilmiş dedike monitörlere bağlanırlar. Bu monitörlerde manyetik alana bağlı distorsiyon gelişmemesi için ince-film transistör teknolojisini tercih edilmektedir [7].

MR GÜVENLİĞİ

MR uygulaması sırasında güvenli bir ortam sağlanması hem hastane personelinin, hem de hasta ve hastaya eşlik eden yakınlarının sağlığı yönünden çok önemlidir. Günümüzde giderek daha yüksek manyetik alan gücüne sahip MR cihazlarının klinik kullanıma girmesi ve biyomedikal implantlar ile yardımcı cihazlardaki çeşitliliğin artması ile MR'da güvenlik konusunun kapsamı çok genişlemiştir [24]. Yeni teknolojilerle birlikte güvenlik ile ilgili yönetmelikler ve standartlar da sürekli güncellenmektedir. Güncel olarak biyomedikal implant ve cihazlar MR'da güvenlik konusunda MR güvenli, MR koşullu ve MR güvensiz olarak sınıflandırılmışlardır. MR güvenli cihazlar MR görüntüleme ortamında tehlikeli değildir, ancak MR güvensiz cihazlar herhangi bir MR görüntüleme ortamında kontrendikedir. MR koşullu bir cihaz ise yalnızca belirli çalışma koşullarında ana manyetik alan, maksimum manyetik alan gradienti ve SAR gibi bazı değerler göz önüne alınarak MR taramaya uygundur [25].

MR ünitesini oluşturan ana magnet, gradient ve RF alıcı-verici sistemlerinden oluşan üç ana sistemin ve kriyojenlerin her biri için ayrı güvenlik riskleri bulunmaktadır (Tablo 1) [26].

MR güvenlik bilgileri implant ve cihazların markası, modeli ve hatta bazen seri numarasına özel olmaktadır. Bu nedenle her inceleme öncesinde detaylı sistematik bir sorgulama yapılmalıdır. Diğer taraftan teknolojik gelişmeler sayesinde giderek daha fazla MR uyumlu implantlar ve cihazların geliştirilmeye başlanmış olması da MR güvenliği kaynaklı endişeleri bir miktar azaltmaktadır.

Günümüzde kliniklerde yaygın olarak 1,5 ve 3T MR sistemleri kullanılmaktadır. Üç tesla cihazlarda SAR ve özellikle manyetik duyarlılık artefaktları da artmaktadır. Manyetik duyarlılık artefaktları özellikle ortopedik protezler ve plaklarda görüntüleme alanına dâhilse çok belirginleşmektedir. Her iki MR sisteminin de bulunduğu kliniklerde randevu aşamasında ekstremite çekimlerinde bu hastaların sorgulanıp 1,5T MR'a yönlendirilmesi pratik bir çözüm olacaktır. Daha önce 1,5T cihaz için uygun olan bazı implantlar 3T cihazda güvenli olmayabilir. Detaylı sorgulama yapılması gerekmektedir. Herhangi bir metalik nesne statik veya değişen manyetik alanlarla etkileşime girdiğinde translasyonel ve rotasyonel kuvvetler (öteleme ve dönme kuvvetleri) oluşabilir. Translasyonel çekilme statik manyetik alan gücüne, gradient gücüne, cismin şekline, toplam kütlesine, içerdiği ferromanyetik madde oranına ve manyetik duyarlılığına bağlıdır [24]. Genel olarak cerrahi dikişler, vasküler ve safra stentleri, klipsler, vida ve plakların çoğu, kuvvetle ilgili yaralanma riski taşımayan ferromanyetik olmayan

malzemelerden oluştuğundan 3T ve altı cihazlarda güvenilirdir [27]. Birçok diş implantı ve ortopedik vida ise çok az miktarda ferromanyetik madde içerdiğinden 3 T ve altı cihazlarda güvenilirdir. Bununla birlikte anevrizma klipsleri sadece yumuşak doku yapılarına tutunduğundan manyetik alandan dolayı hareket edip damar duvarında hasar, iskemi, kanama ve hatta ölüme neden olabilir [24]. Anevrizma klipsinin markası, modeli ve seri numarası detaylı sorgulanmalıdır.

Klinik kullanıma giren ultrayüksek MR sistemlerinde translasyonel ve rotasyonel kuvvetler ve RF dalgalarına bağlı dokuda meydana gelen ısınma çok daha belirgindir. Ultrayüksek teslalı MR sistemlerinde anevrizma klipsleri ile ilgili manyetik alan etkileşimi ve ısınma ciddi problem oluşturmaktadır [28, 29]. Kohlear implantlar, nörostimulatörler ve kardiyovasküler implantlarda malfonksiyon, ayarlarında bozulma veya kalıcı hasar meydana gelebilmektedir [30, 31]. Bu MR sistemleri için sınırlı sayıda pasif implantın özel güvenlik testleri yapılmış olup pek çok implant, cihaz ve yabancı cismin güvenlik testlerinin tamamlanması gerekmektedir [32-38]. Bununla birlikte genel olarak 7T MR sistemlerinde elektriksel olarak iletken implantlar şimdilik mutlak bir kontrendikasyon olarak kalmaktadır. Nistagmus, mide bulantısı, sersemlik, metalik tat, baş dönmesi, baş ağrısı, gözde ışık çakması ve hareket bozuklukları gibi biyolojik etkiler de bu sistemlerde daha sıktır [30, 31].

Kalp pilleri son yıllara kadar MR'da kesin kontrendikasyonlardan biri iken, günümüzde teknolojik gelişmeler sayesinde MR taramaya izin veren kalp pilleri üretilmeye başlanmıştır [39]. Kalp pilleri ile ilgili en önemli sıkıntılar RF dalgalarının neden olduğu uygunsuz asenkron atımlar ve atriyal ve ventriküler kablolara bağlı yanma riskidir. Yeni geliştirilen cihazlarda MR taramasından önce ve sonra cihazın yeniden programlanmasına olanak sağlayan MRG modu adı verilen yazılımlar bulunmaktadır. Çekimden hemen önce kardiyolog tarafından cihaz MRG moduna ayarlanmakta ve işlem sonrasında yeniden aktifleştirilmektedir. Çekim sırasında eksternal defibrilatörün ortamda hazır bulundurulması gerekmektedir. Bu hastalar MR işlemine alınmadan önce cihazın yerleştirilmesini takip eden 6 haftanın dolması beklenmelidir. Her ne kadar MR uyumlu kalp pilleri üretilmeye başlanmış olsa da toplumumuzda yine de pek çok olguda MR uyumlu olmayan eski model kalp pilleri olduğu unutulmamalıdır. Literatürde 0,5T'nin altındaki MR sistemlerinin tek ve çift odacıklı kalp pili olan hastalarda güvenli olduğu bildirilmiştir [40]. Başka bir çalışmada da 0,2T cihazlarda implante defibrilatör ve kalp pilinin, pilin çıkarılıp telin kaldığı durumlarda ve kalp pili bağımlılığı olduğu durumlarda bile güvenli olduğu bildirilmiştir [41]. Bu nedenle MR görüntülemenin gerekli olduğu durumlarda eski model kalp pilleri olan hastalarda 0,5T'nin altındaki cihazlar kullanılabilir.

İntraoküler ferröz yabancı cisimler konusunda Amerikan Radyoloji Derneği (ACR) kılavuzlarında 2019 yılında bazı güncellemeler yapılmıştır. Orbitaya metalik yabancı cisimle travma şüphesinde bir veya iki yönlü radyogramlar ile görüntüleme önerilmektedir. Orbital travma öyküsü olan hastada daha önce başarılı MR çekimi yapılmış olması yeterli güvenliği sağlamamaktadır [42]. Slonimsky ve ark. [43] yaptığı çalışmada kozmetik olarak kullanılan mıknatıslı takma kirpiklerin de artefakta neden olduğunu tespit etmişler ve güvenlik yönünden işlem öncesinde sorgulanması gerektiğini bildirmişlerdir.

Mastektomiyi takiben meme rekonstrüksiyonu, meme ve göğüs duvarı deformitelerinin düzeltilmesi ve kozmetik büyütme amaçlı meme protezi ve meme dokusu genişleticilerinin kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Meme dokusu genişleticilerde bir port vasıtası ile salin enjekte edilerek doku genişletilir. Özellikle, enjeksiyon bölgesinin doğru bir şekilde algılanmasını sağlamak için bazı portlar manyetik özelliklidir. Bu cihazlar MR'da tehlike oluşturabilmektedir. Manyetik portlu meme dokusu genişleticilerde büyük artefaktlar oluştuğundan memenin değerlendirilmesi de sorun olmaktadır. Bazı firmalar buna özel implantlar yapmaktadır [44].

Giyim eşyası ve benzeri ürünler etiketlemede açıkça belirtilmeyen antimikrobiyal gümüş ve

bakır gibi ferromanyetik ve/veya iletken materyaller içerebilmektedir. Bunlar hastalarda termal yaralanma ve yanıklara neden olabilmektedir [45]. ACR 2019 yılında güncellenen kılavuzunda hastaların yalnızca hastane tarafından sağlanan MR-güvenli önlükleri giymeleri gerektiğini vurgulamaktadır [42]. Bazı transdermal tıbbi yamalar da alüminyum içerdiğinden yanıklara neden olmaktadır [27]. Bu yamalar MR tarama öncesi mümkünse çıkarılmalı, değilse çekim sırasında koil, magnet ve kablolardan olabildiğince uzakta tutulmalıdır. Ayrıca, dövme gibi koyu renkli cilt süslemeleri nadiren de olsa yanığa neden olmaktadır [27].

Ferromanyetik nesnelerle manyetik alan etkileşimi sonucu oluşan projektil hasarlanmalar, MR'da ciddi morbidite veya mortalite potansiyeline sahiptir. MR tarama sırasında meydana gelecek bu tarz yaralanmaların adli yönleri de bulunmaktadır. Hindistan'da 2018 yılında oksijen tüpünün magnete çekilmesi sonucu hastaya eşlik eden yakınının ölümü ile sonuçlanan olayda hasta yakınlarına yüksek miktarda tazminat ödenmiştir [46]. 2019 yılında İsveç'te meydana gelen kazada ise hemşire giydiği bir çeşit ağırlık yeleğinden dolayı magnete doğru çekilmiş ve yeleğin kayışlarının boynuna dolanması sonucu yaralanmıştır [47].

Amerikan Radyoloji Koleji (ACR) tarafindan MRG tesislerinde dört güvenlik bölgesi tanımlamıştır [48]. Bunlar, Bölge I'den IV'e kadar artan manyetik alan maruziyet seviyelerine karşılık gelmektedir. Bölge IV, magnetin bulunduğu en yüksek manyetik alana ve en büyük riske sahip bölgedir. Tüm ferromanyetik nesnelerin bu bölge dışında tutulması gerekmektedir. ACR Bölge IV'e giriş kapısının, hasta bakımı veya oda/MR sistemi bakımı için açık olması gerektiği durumlar dışında mutlaka kapalı kalmasını ve "dikkat" bariyerlerinin konulmasını önermektedir [42]. Sistemin sürekli çalışır durumda olduğunu gösteren kırmızı ışıklandırma ve işaretler kullanılması da önerilmiştir.

SONUÇ

MR'da güvenlikle ilgili riskler donanımla yakın ilişkili olmakla birlikte her hasta da kendine özgü potansiyel riskler taşımaktadır. Bazı standartlar ve kılavuzlar güvenlik konusunda yol gösterici olsa da esas olan radyologlar ve sağlık personelinde güvenlik kültürünün geliştirilmesidir.

Kaynaklar

- Adapınar B. MRG fiziği. In: Kaya T, editor. Temel Radyoloji Tekniği. Bursa: Güneş ve Nobel Tıp Kitabevleri; 1997.p.357-9.
- [2]. Let's talk technical MR equipment. In: McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR, editors. MRI from Picture to Proton. 2nd ed. New York: Cambridge University Press; 2006.p. 167-92.
- [3]. Umutlu L, Ladd ME, Forsting M, Lauenstein T. 7 Tesla MR imaging: Opportunities and challenges. Rofo 2014; 186: 121-9. [Crossref]
- [4]. Vargas MI, Martelli P, Xin L, Ipek O, Grouiller F, Pittau F, et al. Clinical Neuroimaging Using 7 T MRI: Challenges and prospects. J Neuroimaging 2018; 28: 5-13. [Crossref]
- [5]. Martí-Bonmatí L, Kormano M. MR equipment acquisition strategies: Low-field or high-field scanners. Eur Radiol 1997; 7 Suppl 5: 263-8. [Crossref]
- [6]. Sabir N. İnstrumentasyon, magnetler, sarmallar, donanım ve güvenlik. In: Temel Radyoloji Fiziği. Türk Radyoloji Derneği İzmir Şubesi Eğitim Sempozyumları 2004-2005. İzmir: İnan Basım; 2005.p.203-7.
- [7]. Bock M. Technical components. In: Reiser MF, Semmler W, Hricak H, editors. Magnetic Resonance Tomography. Verlag Berlin Heidelberg: Springer; 2008.p.76-88.
- [8]. Cosmos TC, Parizh M. Advances in whole-body MRI magnets. IEEE Trans ApplIed Superconductivity 2011: 21; 2014-9. [Crossref]
- [9]. Inaguchi T, Yoshimura H, Nakamura S, Yamada T, Matsumoto T. 4K Three-stage Gifford-McMahon cycle refrigerator for MRI magnet. In: Kittel P, editor. Advances in Cryogenic Engineering. Boston, MA: Springer; 1994.p.1327-34. [Crossref]
- [10]. Questions and Answers in MRI. Cryogens and refrigeration. Available from: http://www.mri-q.com/ liquid-helium-use.html.
- [11]. Keller P. Technologies for precision field mapping. MetroLab Instruments. Geneva, 2006. Available from: https://www.metrolab.com/wp-content/uploads/2015/07/General_tech_note_Technologies_for_ Precision Magnetic Field Mapping.pdf.
- [12]. Overweg J. MRI main field magnets. Presented at ISMRM 2006. Available from: http://mri-q.com/ uploads/3/4/5/7/34572113/main_field_magnets_ismrm2006.pdf.
- [13]. Karaali K. MRG cihazi bileşenleri. In. MR Fizik Kursu (Türk Manyetik Rezonans Derneği). Ankara: Tuna Matbaacılık; 2009.p.61-6.

- [14]. Hidalgo-Tabon SS. Theory of gradient coil design methods for magnetic resonance imaging. Concepts Mag Res Part A 2001; 36A: 223-42. [Crossref]
- [15]. Alibek S, Vogel M, Sun W, Winkler D, Baker CA, Burke M, et al. Acoustic noise reduction in MRI using Silent Scan: An initial experience. Diagn Interv Radiol 2014; 20: 360-3. [Crossref]
- [16]. Schmitt F. The gradient system. Understanding gradients from an EM perspective. Proc Intl Soc Mag Reson Med 2013; 21: 1-13.
- [17]. Spees WM, Buhl N, Sun P, Ackerman JH, Neil JJ, Garbow JR, et al. Quantification and compensation of eddy-current-induced magnetic-field gradients. J Magn Reson 2011; 212: 116-23. [Crossref]
- [18]. Jezzard P. Shim coil design, limitations and implications (pdf). Abstracts from the International Society of Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM) Annual Meeting, 2006, May. Available from: https:// pdfs.semanticscholar.org/1940/dc9f94e198fbcec8e-17f417a3abbf662b4c6.pdf.
- [19]. Gruetter R. Automatic, localised in vivo adjustment of all first- and second-order shim coils. Magn Reson Med 1993; 29: 804-11. [Crossref]
- [20]. Weiger M, Moskau D, Kerssebaum, Hull WE. Gradient shimming: Principles and practical aspects. Bruker Biospin, 2005 Available from: https://www. mriquestions.com/uploads/3/4/5/7/34572113/bruker_shim_brochureii.pdf.
- [21]. Corea JR, Flynn AM, Lechêne B, Scott G, Reed GD, Shin PJ, et al. Screen-printed flexible MRI receive coils. Nat Commun 2016; 7: 10839. [Crossref]
- [22]. Gruber B, Froeling M, Leiner T, Klomp DWJ. RF coils: A practical guide for nonphysicists. J Magn Reson Imaging 2018; 48: 590-604. [Crossref]
- [23]. Fujita H. New horizons in MR technology: RF coil designs and trends. Magn Reson Med Sci 2007; 6: 29-42. [Crossref]
- [24]. Ağıldere AM. Manyetik rezonansta güvenlik. In MR Fizik Kursu (Türk Manyetik Rezonans Derneği). Ankara: Tuna Matbaacılık; 2009.p.87-93.
- [25]. Shellock FG, Woods TO, Crues JV 3rd. MR labeling information for implants and devices: Explanation of terminology. Radiology 2009; 253: 26-30. [Crossref]
- [26]. Kanumukullakshminarayana S, Hassan KR, Kumar M, Chethan Kumar A, Wali PP, Nagadi A. MRI and implant safety: Let's flaunt the medical jewels!!!. ECR 2019, Vienna, Austria.
- [27]. Tsai LL, Grant AK, Mortele KJ, Kung JW, Smith MP. A practical guide to MR imaging safety: What radiologists need to know. Radiographics 2015; 35: 1722-37. [Crossref]
- [28]. Noureddine Y, Kraff O, Ladd ME, Wrede K, Chen B, Quick HH, et al. Radiofrequency induced heating around aneurysm clips using a generic birdcage head coil at 7 Tesla under consideration of the minimum distance to decouple multiple aneurysm clips. Magn Reson Med 2019; 82: 1859-75. [Crossref]

- [29]. Dula AN, Virostko J, Shellock FG. Assessment of MRI issues at 7 T for 28 implants and other objects. AJR Am J Roentgenol 2014; 202: 401-5. [Crossref]
- [30]. Hoff MN, McKinney A 4th, Shellock FG, Rassner U, Gilk T, Watson RE Jr, et al. Safety considerations of 7-T MRI in clinical practice. Radiology 2019; 292: 509-18. [Crossref]
- [31]. Kraff O, Quick HH. 7T: Physics, safety, and potential clinical applications. J Magn Reson Imaging 2017; 46: 1573-89. [Crossref]
- [32]. Sammet CL, Yang X, Wassenaar PA, Bourekas EC, Yuh BA, Shellock F, et al. RF-related heating assessment of extracranial neurosurgical implants at 7T. Magn Reson Imaging 2013; 31: 1029-34. [Crossref]
- [33]. Wezel J, Kooij BJ, Webb AG. Assessing the MR compatibility of dental retainer wires at 7 Tesla. Magn Reson Med 2014; 72: 1191-8. [Crossref]
- [34]. van Rijn GA, Mourik JEM, Teeuwisse WM, Luyten GPM, Webb AG. Magnetic resonance compatibility of intraocular lenses measured at 7 Tesla. Invest Ophth Vis Sci 2012; 53: 3449-53. [Crossref]
- [35]. Feng DX, McCauley JP, Morgan-Curtis FK, Salam RA, Pennell DR, Loveless ME, et al. Evaluation of 39 medical implants at 7.0 T. Br J Radiol 2015; 88: 20150633. [Crossref]
- [36]. Kraff O, Wrede KH, Schoemberg T, Dammann P, Noureddine Y, Orzada S, et al. MR safety assessment of potential RF heating from cranial fixation plates at 7 T. Med Phys 2013; 40: 042302. [Crossref]
- [37]. Winter L, Oberacker E, Ozerdem C, Ji Y, von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Weidemann G, et al. On the RF heating of coronary stents at 7.0 Tesla MRI. Magn Reson Med 2015; 74: 999-1010. [Crossref]
- [38]. Noureddine Y, Bitz AK, Ladd ME, Thurling M, Ladd SC, Schaefers G, et al. Experience with magnetic resonance imaging of human subjects with passive implants and tattoos at 7T: A retrospective study. Man Reson Mater Phy 2015; 28: 577-90. [Crossref]

- [39]. Bhuva AN, Moralee R, Moon JC, Manisty CH. Making MRI available for patients with cardiac implantable electronic devices: Growing need and barriers to change. Eur Radiol 2020; 30: 1378-84. [Crossref]
- [40]. Strach K, Naehle CP, Mühlsteffen A, Hinz M, Bernstein A, Thomas D, et al. Low-field magnetic resonance imaging: increased safety for pacemaker patients?. Europace 2010; 12: 952-60. [Crossref]
- [41]. Schukro C, Puchner SB. Safety and efficiency of low-field magnetic resonance imaging in patients with cardiac rhythm management devices. Eur J Radiol 2019; 118: 96-100. [Crossref]
- [42]. Greenberg TD, Hoff MN, Gilk TB, Jackson EF, Kanal E, McKinney AM, et al. ACR guidance document on MR safe practices: Updates and critical information 2019. ACR Committee on MR Safety. J Magn Reson Imaging 2020; 51: 331-8. [Crossref]
- [43]. Slonimsky E, Mamourian A. Magnetic eyelashes: A new source of MRI artifacts. AJR Am J Roentgenol 2019; 213: 983-5. [Crossref]
- [44]. MRISafety [Internet]. Available from: https://www. mrisafety.com.
- [45]. Pietryga JA, Fonder MA, Rogg JM, North DL, Bercovitch LG. Invisible metallic microfiber in clothing presents unrecognized MRI risk for cutaneous burn. AJNR Am J Neuroradiol 2013; 34: E47-50. [Crossref]
- [46]. AuntMinnie. Court decides compensation for Mumbai MRI death [Internet]. Available from: https:// www.auntminnie.com/index.aspx?sec=sup&sub=mri&pag=dis&ItemID=126581.
- [47]. Forrest W. Hospital staff injured in MRI accident in Sweden [Internet]. AuntMinnie. Available from: https://www.auntminnie.com/index.aspx?sec=sup&sub=mri&pag=dis&ItemID=126925.
- [48]. Kanal E, Barkovich AJ, Bell C, Borgstede JP, Bradley WG Jr, Froelich JW, et al. ACR guidance document on MR safe practices: 2013. Magn Reson Imaging 2013; 37: 501-30. [Crossref]

Manyetik Rezonans Görüntülemede Donanım ve Güvenlik

Hülya Özdemir, Ahmet Muhtesem Ağıldere

Sayfa 340

Neodimyum, demir ve bor alaşımından yapılan NdFeB MRG sistemlerinde kullanılan kalıcı bir mıknatıstır. Bu sistemlerde elde edilen manyetik alanın yönü süperiletken sistemlerden farklı olarak hastaya diktir.

Sayfa 340

Kalıcı mıknatıslar genellikle düşük alan kuvvetleri için kullanılır. Acil durumlarda kapatılamaması da bu magnetlerle ilgili önemli bir sorundur.

Sayfa 341

Süperiletken teller kriyostat denilen, ısı iletimini ve yayılımını engelleyen, çelik izolasyon tankına yerleştirilmiştir. Bu izolasyon sistemi düzgün çalışmıyorsa teller iletken hale gelerek sistemde biriken enerjiyi ısı olarak yayar. Böylece ısınan sıvı helyum buharlaşıp gaz haline gelir. Sistemde gaz basıncı aşırı arttığından kriyostatı patlamadan korumak için süperiletken mıknatıslara bağlı quench tüpleri ile buhar halindeki helyum odadan dışarı atılır. Bu olaya quench denilir.

Sayfa 341

İnceleme sırasında gradient sarmallar defalarca çok hızlı bir şekilde açılıp kapanırlar ve MR'daki sesin ana kaynağı da budur.

Sayfa 341

Hızla değişen gradient manyetik alanın sonucu Faraday'ın İndüksiyon Yasasına göre çevredeki iletken malzemelerde Eddy akımları (girdap akımları) denilen başıboş akımlar oluşur.

Sayfa 342

Bu akımlar MR tarayıcısının herhangi bir metalik bileşeni ile (sarmallar, kablolar) veya hastadaki cihazlar ile etkileşime girebilir. Dokuda ısınma veya periferik sinir stimülasyonu gibi önemli biyolojik etkilere neden olabilir.

Sayfa 343

Shimming MR sisteminde statik manyetik alanın (Bo) daha homojen hale getirildiği bir işlemdir.

Sayfa 344

RF sarmallardaki alıcı elemanların sayısı artıkça, görüntü oluşum hızı da artmaktadır. Bu durum birbirine komşu sarmaldan gelen sinyallerde etkileşime ve üst üste binmeye neden olmaktadır. Bu sinyallerin ayrıştırılması RF sistemlerindeki decoupling methodlarının temelini oluşturmaktadır.

Sayfa 345

Genel olarak 7T MR sistemlerinde elektriksel olarak iletken implantlar şimdilik mutlak bir kontrendikasyon olarak kalmaktadır.

Sayfa 345

Kalp pilleri son yıllara kadar MR'da kesin kontrendikasyonlardan biri iken, günümüzde teknolojik gelişmeler sayesinde MR taramaya izin veren kalp pilleri üretilmeye başlanmıştır.

Manyetik Rezonans Görüntülemede Donanım ve Güvenlik

Hülya Özdemir, Ahmet Muhteşem Ağıldere

- 1. MR sistemlerinde gerekli önlemler alınmazsa işitme kaybına da neden olabilecek akustik gürültünün ana kaynağı nedir?
 - a. Ana magnet
 - b. Bilgisayar sistemi
 - c. RF sarmalları
 - d. Kriyojen sistemi
 - e. Gradient sarmalları
- 2. Ultrayüksek Teslalı MR sistemleri için hangisi yanlıştır?
 - a. Translasyonel ve rotasyonel kuvvetler çok daha belirgindir.
 - b. RF dalgalarına bağlı dokuda meydana gelen ısınma en az seviyededir.
 - c. Nistagmus, mide bulantısı, metalik tat gibi biyolojik etkiler daha düşük manyetik alanlı sistemlere göre daha belirgindir.
 - d. Medikal implantlarda malfonksiyon, ayarlarında bozulma ve kalıcı hasar meydana gelebilir.
 - e. 7T MR sistemlerinde implantlar genel olarak kontrendikedir.
- 3. MR güvenliği konusunda hangisi yanlıştır?
 - a. MR'da biyolojik dokularda meydana gelen ısınmanın ana kaynağı radyofrekans alanıdır.
 - b. Projektil yaralanmalarda kaynak ana manyetik alandır.
 - c. Kalp pili olan hastalar kesinlikle MR'a giremez.
 - d. Kriyojen sisteminden salınan helyum artan gaz basıncına bağlı patlamaya neden olabilir.
 - e. Orbitaya metalik yabancı cisimle travma şüphesinde bir veya iki yönlü radyogramlar ile görüntüleme yapılmalıdır.
- 4. Magnet sistemleri için aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Permanent magnetlerde ana manyetik alanın yönü süperiletken sistemlerden farklı olarak hastaya diktir.
 - b. Rezistif magnetlerde manyetik alanı oluşturmak için elektrik enerjisi kullanılmaktadır.
 - c. Süperiletken magnetlerde helyumla soğutma işlemi yapılmaktadır.
 - d. Permanent magnetler acil durumlarda kolaylıkla kapatılabilmektedir.
 - e. Magnet çapı arttıkça manyetik alan inhomojenitesi de artmaktadır.
- 5. Decoupling methodları ile ilgili hangisi doğrudur?
 - a. Bilgisayar monitöründeki manyetik alana bağlı distorsiyonu engeller.
 - b. Manyetik alanın homojen hale getirilmesini sağlar.
 - c. Gradient sarmalların performanslarını arttırır.
 - d. Kriyostat sisteminin bir parçasıdır.
 - e. RF sarmallarındaki birbirine komşu koil elemanlarından gelen, birbiri ile etkileşen sinyallerin ayrıştırılmasını sağlar.