

inovasyon

Radyoloji Kongresi Özel Sayısı



Sayfa 36

**Kalay Filtre teknolojisinin
çalışma prensibi ve
klinik uygulama alanları**

Sayfa 46

**Tomosentez ve kontrastlı
mamografi ile kanser
tespitinde iyileşme**

Sayfa 55

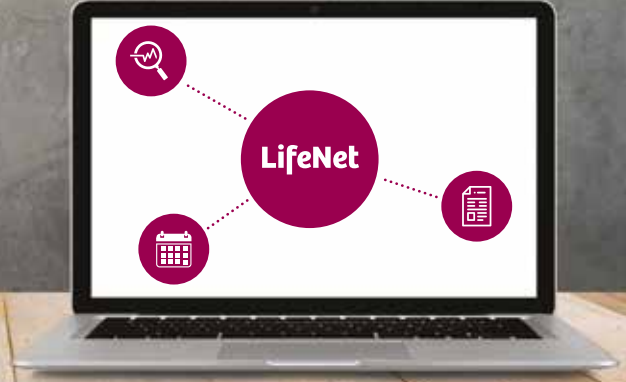
**Onkolojide tüm vücut MR
difüzyon görüntüleme:
Ortaya çıkışı, uygulanması
ve genel bakış**

Hızlı görüntüleme teknolojileri

**Sayfa
4**

LifeNet

Cihazınızı Takip Et



LifeNet, Siemens Healthineers cihazlarının bakım-onarım performansını 7/24 takip imkanı sunan, Türkiye sağlık sektöründe benzeri olmayan gerçek zamanlı web portalıdır.

LifeNet, cihazınızın verilerine doğrudan erişim imkanı sunarken, dijitalleşen sağlık endüstrisinde başarıınıza katkı sağlar.

Verimliliđinizi artırır ve ihtiyacınız olan bilgileri parmaklarınızın ucuna getirerek iş akışınızı kolaylaştırır.

Cihazınızı yönetmek, durumunu, servis talep ve protokollerini görüntölemek ve hata bakımlarını planlamak için çözüm: LifeNet



Önceden Planlayın:

Cihazınızdan maksimum verim elde edin.



Sisteminizin Verimliliđini Takip Edin:

Cihazınızın güncel durumunu görüntüleyin ve kontrol sizde olsun.



Etkin Yönetim:

İhtiyaç duyduğunuz veriler tek tıkla elinizin altında.





Değerli Dostlarımız,

İçinde bulunduğumuz dijitalleşme çağında, yeni teknolojileri sağlık sisteminin hizmetine sunmak hem kamu sağlığı ve hasta memnuniyeti hem de sağlık kuruluşlarının servis kalitesi açısından her zamankinden fazla önem taşıyor. Bu bağlamda, Siemens Healthineers olarak hassas tıp, kişiselleştirilmiş tedavi, sağlıkta dijitalizasyon, yapay zeka, derin makine öğrenimi ve hasta deneyimi konularında yoğun Ar-Ge çalışmalarıyla geliştirdiğimiz ürünlerle sağlık sektörünün çehresini değiştirmenin gururunu yaşıyoruz.

Yapay zeka, bu anlamda önemli bir konu başlığı. Ayrıca, ilk aşamada özellikle endüstriyel üretimin hizmetine sunulan Siemens imzalı Dijital İkiz (Digital Twins) teknolojisinin sağlık sektöründe de çok faydalı olabileceğini görüyor, bu yöndeki girişimlerimizi de sürdürüyoruz. Dijital İkiz teknolojisi sayesinde her hastanın sanal bir ikizini oluşturup biyotıp ve kişiye özel tanı ve tedavi alanında müthiş ilerlemeler kaydedebileceğimize inanıyoruz. Elbette dijitalizasyonun merkezinde yer alan veriler ve bu verilerin güvenliği de önemli bir gündem maddesi. Siemens Healthineers olarak cihazlar ve yazılımlar aracılığıyla oluşan verinin korunması için her türlü önlemi alıyor, kapsamlı bir siber güvenlik risk yönetimi süreci uyguluyoruz.

TÜRKRAD 2018’de bu çözümlerimizin yanı sıra yeni nesil cihazlarımızı da size daha yakından tanıtmamın mutluluğunu yaşıyoruz. Bu cihazlardan biri olan ACUSON Sequoia, Bioakustik görüntüleme teknolojisiyle, konvansiyonel ultrason sistemlerine göre 6 kat daha fazla enerji ve 10 kata kadar daha yüksek akustik enerji sağlayabiliyor. Ultrasondaki bir diğer yeniliğimiz de 365 katımlıcının geribildirimleriyle tasarlanan ACUSON Juniper. Bu cihazımız yüksek kaliteli görüntü kalitesinin yanı sıra çok-yönlülüğü ve uyarlanabilirliğiyle farklı hasta anatomileri ve fizyolojileri için ideal bir sistem sunuyor.

Yeni mamografi çözümümüz MAMMOMAT Revelation ise otomatik meme yoğunluğu ölçümleri sağlayan ilk mamografi sistemi. 50° 3D HD Breast Tomosynthesis, tomosentez alanındaki en yüksek derinlik

çözünürlüğünü sağlıyor ve böylece mükemmel kalitede 3D görüntüler sunuyor. HD Breast Biopsy çözümü de tek tıklamayla +/- 1 mm doğrulukla şüpheli alanların hedeflenmesini mümkün kılıyor. Anjiyo ürün grubunda da sadece Siemens Healthineers’a özgü Tüpte bulunan Flat Emitter teknolojisi sayesinde detaylarda yüksek çözünürlüklü görüntüler üretilmesini sağlıyoruz.

MR konusunda ise BIOMATRIX teknolojisini özellikle vurgulamak isterim. Bu teknoloji entegre solunum, hareket ve nabız sensörlerini kullanarak hastanın fizyolojisine uyumlu görüntüleme yapıyor. “Compressed Sensing” teknolojisi de abdominal MR gibi kompleks işlemlerde nefes tutmaya gerek kalmadan hızlı çekim yapılmasına olanak veriyor.

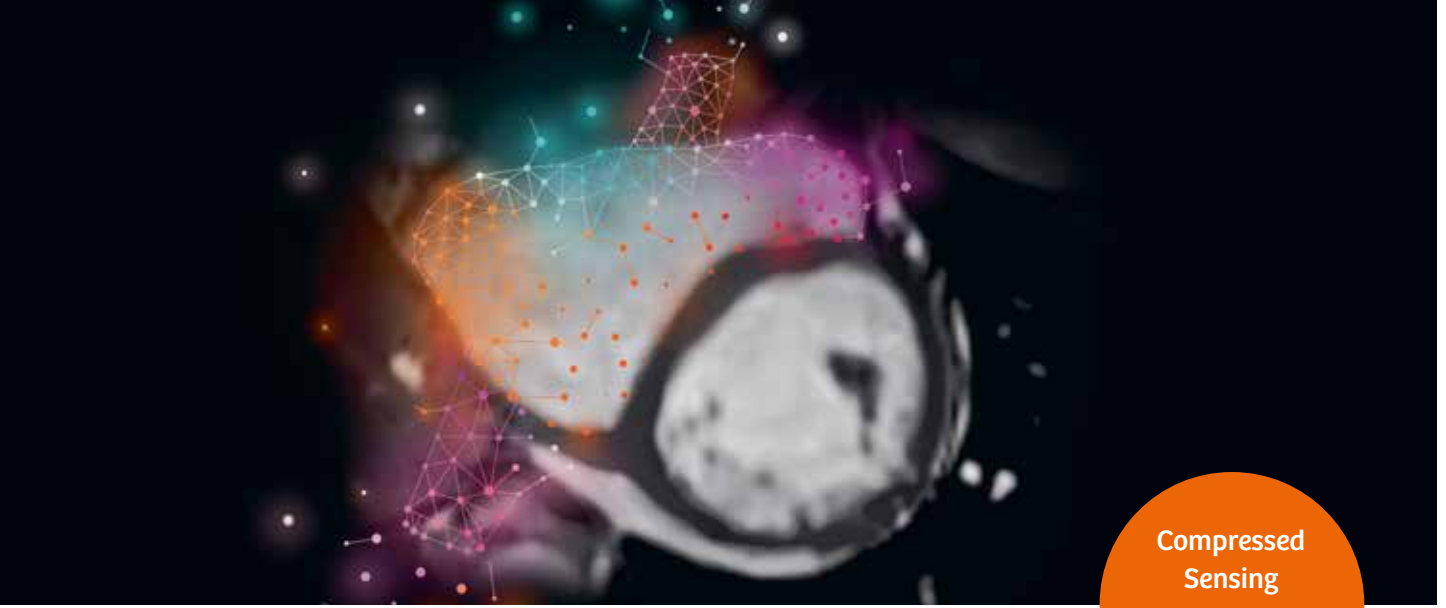
Yapay zeka odaklı çözümlerimizle de sağlık hizmetlerinde fark yaratıyoruz. Örneğin bilgisayarlı tomografide SOMATOM Force ve SOMATOM Drive sistemlerine yerleştirilen Fast 3D kamera, hastanın anatomik işaretlerini tanımak için yapay zeka ve derin öğrenme teknolojileri kullanıyor. SOMATOM go. tarayıcı da tablet üzerinden kontrol edilebildiğinden, tıbbi personelin BT tarayıcı ile kumanda odası arasında gidip gelmesi gerekmiyor.

SiPM teknolojisine sahip Biograph Vision PET/CT sistemimizin ilk klinik çıktıları geçtiğimiz günlerde hekimlerle paylaşıldı. Özellikle düşük doz ve kısa çekim süresi ile standartları değiştirecek olan Biograph Vision sistemi, lezyonların ilk safhada teşhisi açısından da klinik anlamda hekimlere avantaj sağlıyor.

Özetlemek gerekirse, sağlık teknolojilerinin öncü markası olarak hastalar ve sağlık kuruluşları için en yenilikçi çözümleri sunmaya ve bunları inovasyon dergimizde sizlerle paylaşmaya devam ediyoruz. Dergimizin yorumlarınızla daha da güçleneceğini hatırlatarak, görüş ve değerlendirmelerinizi nesrin.kalay@siemens-healthineers.com adresine iletmenizi diliyorum.

Şevket On

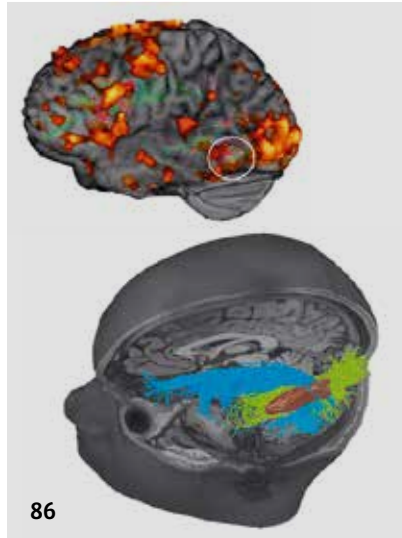
Siemens Healthineers Türkiye



Compressed
Sensing

4

- 4** Compressed Sensing ile tek nefes tutmalı manyetik rezonans kolanjyopankreatografi 1.5T ve 3T'de pilot çalışma
- 13** Yoğun klinik uygulamada Compressed Sensing Kardiyak Cine etkisi
- 16** Edinilmiş kolesteatomlu kronik süperatif otitis media
- 18** "Radyoloji endüstrisinin öncelikle çözmesi gereken konu, artmış veri yükü karşısında radyologu rahatlatmak"
- 22** Anjiyo-BT girişim odasında kombine embolizasyon ve ablasyon
- 26** Difüzyon MRG'nin dünü ve yarını: Genel bir bakış
- 32** Başkent Üniversitesi Hastanesi cihaz parkını yeniledi
- 34** "Hasta hizmeti, tıp eğitimi, uzmanlık öğrencisi eğitimi ve araştırmalar bazında önemli bir altyapı güncellemesi gerçekleştirdik."
- 36** Kalay Filtre teknolojisinin çalışma prensibi ve klinik uygulama alanları
- 40** Gri ölçek tiroid ultrasonunda ikilem: Mikrokalsifikasyon mu, değil mi? Akustik radyasyon güç impulse görüntüleme – Virtual Touch görüntüleme ile ayırım yapma
- 46** Tomosentez ve kontrastlı mamografi ile kanser tespitinde iyileşme
- 50** Biograph Vision - Yepyeni bir kesinlik ile tanışın
- 55** Onkolojide tüm vücut MR difüzyon görüntüleme: Ortaya çıkışı, uygulanması ve genel bakış
- 64** PE mi, değil mi? Konjenital kalp hastalığı olgularında çift flaşlı tarama tekniği ile ayırıcı tanı
- 67** 1.5 Tesla'da adım adım tüm vücut MRG
- 74** Hedeflenmeyen prostatik arter embolizasyonu riskinin azaltılması
- 76** Dinamik kontrastlı manyetik rezonans görüntüleme, difüzyon kütosis görüntüleme ve intravoksel inkoherent hareket difüzyon-ağırlıklı görüntüleme: Pankreas kanserinin değerlendirilmesinde MRG fonksiyonel parametreleri
- 84** İleri nöro-görüntüleme ve pediatrik epilepsi cerrahisi



86



Değerli Meslektaşlarım,

İnovasyon'un yeni bir sayısında daha sizlerle birlikteyiz. Bu sayıyı Türk Radyoloji Derneği'nin bu seneki yıllık kongresinde sizlerle buluşturmak için çalıştık. İçeriğin, görüntülemenin farklı alanlarındaki yenilikleri kapsamı olağan hedefimizdi. Başarılı olduğumuza inanıyorum.

Teknoloji ilerledikçe, radyoloji de bu ilerlemeye paralel şekilde geliyor ve hızla değişiyor. Şahsen özellikle önem verdiğim konular; radyolojide yapay zeka uygulamaları, radiomics diye adlandırılan ve kısaca medikal görüntülerden data-karakterizasyon algoritmaları kullanarak yüksek volümlerde kantitatif bilgi elde etmeyi amaçlayan yaklaşımlar ve Compressed Sensing gibi data toplanmasını hızlandıran yöntemler. Yurt dışında çalışan radyologlar yazılımcılar, biyomedikal mühendisleri gibi değişik branşlardan bilim insanları ile her geçen gün daha derin inter-disipliner iş birliklerine giriyorlar. Bu manada ülke olarak geç kalmamamız gerektiğine inanıyorum. Dolayısıyla bu seneki kongre programında yer alan yapay zeka oturumu ve görüntüleme biobankları ile ilgili olan konuşmaların çok önemli olduğunu düşünüyorum.

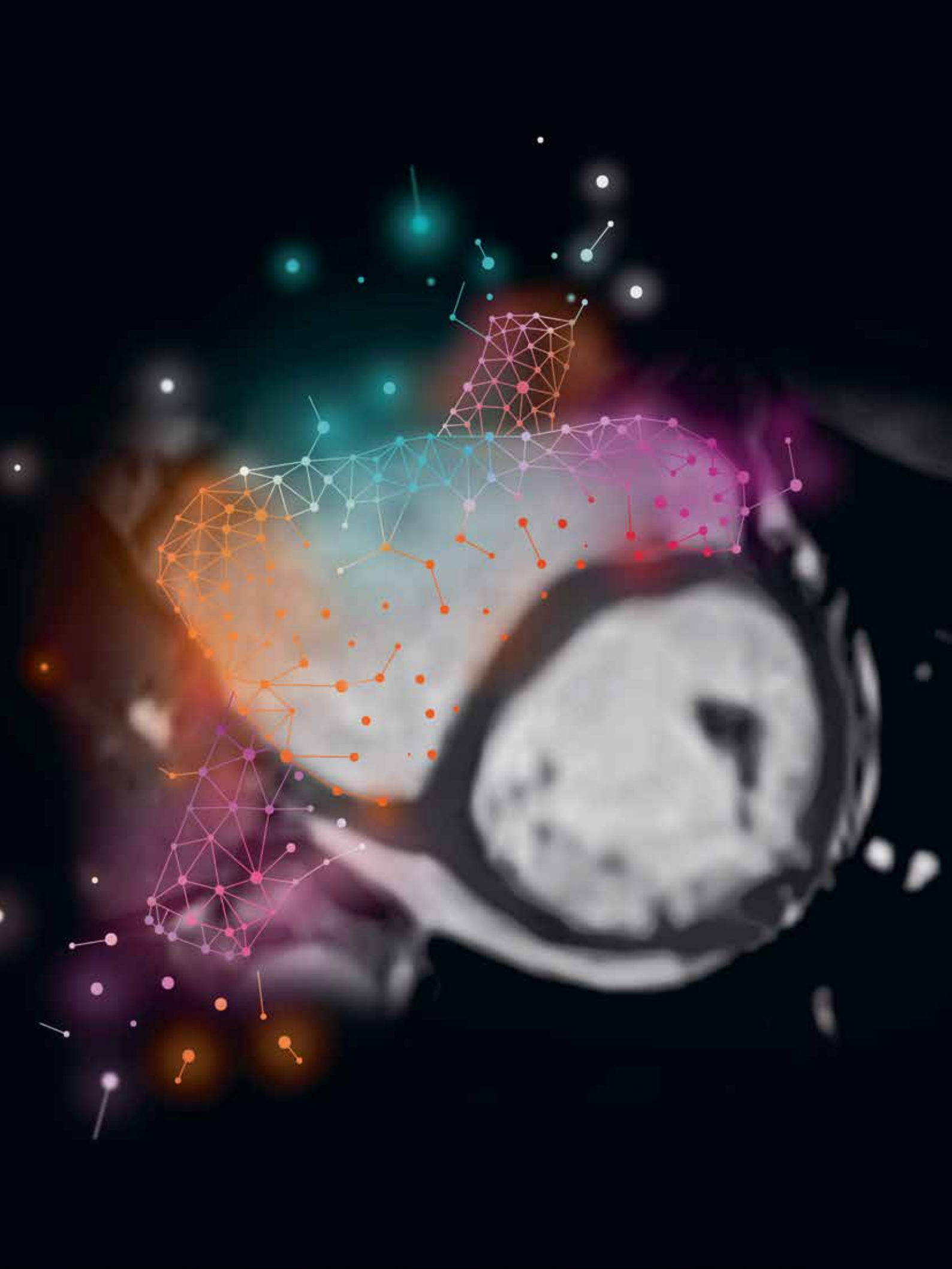
Derginin bu sayısında difüzyon görüntüleme ile ilgili çok kapsamlı bir değerlendirme yazısı bulacaksınız. Her tecrübe seviyesinden meslektaşımın bu yazıdan çok faydalanacağına inanıyorum. Compressed Sensing uygulamasının kardiyak cine görüntüleme üzerine etkisinin

anlatıldığı yazı da görüntüleme teknolojisinin ne kadar baş döndürücü bir hızla ilerlediğini ortaya koymakta. Difüzyon görüntülemeyle ilgili diğer bir ilginç yazı ise difüzyon kurtosis görüntüleme ile intravoksel inkohherent hareket (IVIM) ağırlıklı görüntülemenin pankreas kanserindeki uygulamalarını anlatıyor.

Bu sene TÜRKRAD esnasında Türk Radyoloji Derneği'nin Genel Kurulu da yapılacaktır. Bu vesile ile geçtiğimiz dönemde Merkez Yönetim Kurulu'nda çalışan meslektaşlarımızı, Dr. Tamer Kaya'yı, Dr. Ayşenur Oktay'ı, Dr. Tuncay Hazırolan'ı, Dr. Polat Koşucu'yu, Dr. Pınar Koşar'ı, Dr. Muzaffer Başak'ı, Dr. Abdulhakim Coşkun'u, Dr. Fazıl Gelal ve Dr. Fatih Gülşen'i içtenlikle tebrik ediyorum.

Bir sonraki sayıda görüşmek üzere.

Dr. Şükrü Mehmet Ertürk
Yayın Editörü



Compressed Sensing ile

tek nefes tutmalı manyetik rezonans kolanjiyopankreatografi 1.5T ve 3T'de pilot çalışma

Klinik MR batın görüntülemesinde hızlı görüntüleme kritik önem taşıyor. Okuyacağınız çalışmada, tek nefes tutmalı Compressed Sensing (CS) 3D SPACE MRCP'nin görüntü kalitesi ile konvansiyonel solunum tetiklemeli (RT) 3D SPACE MRCP sekansı iki manyetik alan gücünde (1.5T ve 3T) karşılaştırılıyor.

Hélène Blaise¹; Khalid Ambarki Ph.D.²; Elisabeth Weiland, Ph.D.³; Dr. Valérie Laurent, Ph.D.¹

¹Radyoloji Bölümü, Nancy Üniversite Hastanesi, Vandoeuvre-lès-Nancy, Fransa;

²Siemens Healthineers, Saint-Denis, Fransa; ³Siemens Healthineers, Erlangen, Almanya

Özet

Arka plan ve amaç

Klinik MR batin görüntülemeye hızlı görüntüleme kritik önem taşımaktadır. Şu anda kullanımda olan yüksek çözünürlüklü 3D manyetik rezonans kolanjiyopankreatografi (MRCP) teknikleri tipik olarak solunum tetiklemeli ve uzun zaman alan tekniklerdir.

Bu çalışmanın amacı, tek nefes tutmalı Compressed Sensing (CS) 3D SPACE MRCP'nin görüntü kalitesi ile konvansiyonel solunum tetiklemeli (RT) 3D SPACE MRCP

sekansını her iki manyetik alan gücünde (1.5T ve 3T) karşılaştırmaktır.

Materyal ve metotlar

Bu retrospektif çalışmaya 40 hasta kaydedildi; 20 hasta 1.5T'de, 20 hasta ise 3T'de taramaya sokuldu. Ortalama yaş 54 idi – hastaların yaşları 22 ila 85 arasında değişiyordu. Hastaların 16'sı erkek, 24'ü kadındı.

Sonuçlar

Konvansiyonel RT MRCP sekansı ile prototip tek nefes tutmalı CS MRCP sekansı arasında 1.5T'de genel görüntü kalitesi ve bulanıklık

bakımından hiçbir fark bulunmadı. 3T'de ise tek nefes tutmalı CS MRCP görüntülerinde konvansiyonel metoda kıyasla, kaydadeğer ölçüde iyi genel kalite ve keskinlik gözlemlendi.

Görüşler

Tek nefes tutmalı CS MRCP prototipi, 1.5T'de ve 3T'de ilgili konvansiyonel sekansa kıyasla, benzer ya da daha üstün bir genel kalite ve keskinlik sağlamaktadır.

.....
Geliştirmesi tamamlanmamış ürün. Bu ürün henüz geliştirme aşamasındadır ve ABD'de ya da başka ülkelerde satışa değildir. Gelecekte satışa sunulacağı da garanti edilemez.

Giriş

Manyetik rezonans kolanjiyopankreatografi (MRCP), safra ve pankreatik kanal anatomisinin değerlendirilmesini mümkün kılan ve safra kesesi kanalı stenozu veya pankreatik kanal oklüzyonu olgularında ilişkili hastalıkları da endike ederek son derece yararlı bilgiler sağlayan, non-invazif bir görüntüleme tekniğidir. MRCP halen ya nefes tutmalı kalın slab iki boyutlu çekimle ya da üç boyutlu çekim kullanan solunum tetikleme (RT) ile gerçekleştiriliyor. MRCP, farklı döndürme açısı evölüsyonları kullanarak uygulama için optimize edilmiş kontrastlı örnekleme perfeksiyonu gibi yoğun olarak T2-ağırlıklı fast-spin eko sekansları kullanılarak gerçekleştirilebilir. (SPACE) [1].

Bu teknik, tipik olarak arka plan süpresyonu iyi olan izotropik ve yüksek uzamsal çözünürlüklü görüntüler sağlayan üç boyutlu bir çekim. Klinik rutinde, safra ve pankreas sistemlerine ilişkin kapsamlı bir genel bakış elde

etmek üzere maksimum-intansite-projeeksiyonu rekonstrüksiyonları yapılabilir. Solunum hareketinden

dolayı, MRCP SPACE sekansı solunum siklusunun yalnızca belli bir aşamasında veri alınmasını sağlamak için prospektif bir RT tekniği kullanıyor. Bu nedenle, her bir solunum siklusu sırasında yalnızca ufak miktarda k-space verisi alınabiliyor. Bunun sonucunda, veri alım süresi uzun oluyor (bizim deneyimimizde ortalama 6 dakika). Uygun koşullar altında, hastanın düzensiz bir solunum hızı olduğunda, 10 dakikayı bile aşabiliyor. Oysa 6 dakikadan uzun süre boyunca düzenli bir şekilde solunum yapmak zordur ve karın ağrısı olan hastaların genellikle düzensiz bir solunum hızı vardır. Bu da, bulanıklığı ve hareket artefaktlarını kaydadeğer ölçüde artırıyor. MR batin görüntülemesinde, MRCP en uzun sekanslardan biri ve genellikle, daha uzun olan çekim süresi, yetersiz görüntü kalitesi ile ilişkilendiriliyor [2, 3]. Görüntü kalitesinden taviz vermeden, tarama süresini kısaltabilecek daha iyi tekniklere klinik ihtiyaç duyuluyor.

MR görüntülerinin sıkıştırılabilir olduğu ve artık bilgi içerdiği biliniyor. Bir MR görüntüsünün yalnızca ana bileşenleri değerlendirilebilse, daha az verinin ölçülmesi ve böylelikle de çekim sürecinin hızlanması mümkün olacaktır. Bu zorlu iş Compressed

Sensing (CS) MR tekniği kullanılarak başarılabılır. CS MR tekniği üç kavrama dayanıyor [4]:

1. Görüntü seyrekliği
2. Tutarsız örnekleme
3. Görüntü kurtarma için, seyrekliği destekleme amacıyla uygun rekonstrüksiyon metodunun kullanılması

Görüntü seyrekliğinin bir örneği, yalnızca birkaç pikselin (damarın) parlak, piksellerin çoğunluğunun ise arka plan doku süpresyonundan dolayı karanlık olduğu MR anjiyografidir. Bu nedenle MR anjiyografide görüntüdeki bilgiler az miktarda ölçümle temsil edilebiliyor. İkinci unsur, görüntü kalitesinin sonradan yinelemeli rekonstrüksiyon ile optimize edilmesi için şart olan tutarsız örneklemedir. Tutarsız örnekleme için yerleşmiş bir metot, ayrık artefaktlar yerine tutarsız, 'gürültüye benzer' artefaktlara neden olan, evre kodlamalı çizgilerin ihmal edildiği random veya psödo-random metodu. Tutarsız artefaktlı görüntüler klinik tanı için kullanılamıyor. Tutarsız k-space örnekleminin uygulanmadığı durumlarla kıyaslanabilir kalitede görüntüler kurulabilmesi için bu tutarsız artefaktların uygun yinelemeli rekonstrüksiyon metotları kullanılarak elenmesi gerekiyor.

CS, farklı hastalıklarda serebral MR anjiyografi görüntülemeye başarılı bir şekilde uygulandı [5, 6]. Kuşkusuz, MR anjiyografi ile MRCP arasında benzerlikler bulunuyor. Dolayısıyla da CS'in MRCP için uygulanabileceğini varsaymak akla yatkın. Yakın zamanda, CS'e dair bu üç temel gereklilik yeni bir Compressed Sensing 3D SPACE MRI sekansı kullanılarak MRCP'de uygulandı. Bu teknik, değişen yoğunluklu Poisson disk paternli psodö-random düşük hızda örnekleme esas alıyor. Daha önce yapılmış çalışmalarda, tek nefes tutmalı 3D CS-MRCP sekansı kullanılarak RT konvansiyonel MRCP sekansı ile kıyaslanabilecek ümit vaat eden bulgular elde edilmişti [2, 7]. Bildiğimiz kadarıyla, nefes tutmalı CS MRCP sekansı 3T ve 1.5T'lik saha gücünde değerlendirilmedi. Bu çalışmada, ürün olmayan bir CS-SPACE MRCP sekansının benzer bir tek nefes tutmalı (17 saniye) protokolünü kullandık ve 1.5T MAGNETOM Avantofit sistemde (yazılım versiyonu syngo MR E11C) ve 3T MAGNETOM Skyra sistemde (yazılım versiyonu syngo MR E11C) hem 1.5T'lik hem de 3T'lik saha güçlerindeki deneyimizi anlattık.

Bu çalışmanın amacı, prototip bir tek nefes tutmalı CS-SPACE MRCP sekansının görüntü kalitesi ile konvansiyonel RT SPACE MRCP'nin görüntü kalitesini karşılaştırmaktır.

Metot

Hasta grubu çalışması

Bu retrospektif çalışma için 40 hasta toplandı ve MR muayeneleri Ocak 2018 başından Nisan 2018 sonuna kadar gerçekleştirildi. 20 hasta 1.5T'de, 20 hasta da 3T'de tarandı. Ortalama yaş 54 idi ve hastaların yaşları 22 ila 85 arasında değişiyordu. Hastaların 16'sı erkek, 24'ü ise kadındı.

Manyetik rezonans görüntüleme

Hastalar 1.5T MRI sistemi (MAGNETOM Avantofit, Siemens Healthineers, Erlangen, Almanya) ya da 3T (MAGNETOM Skyra, Siemens

Healthineers, Erlangen, Almanya) kullanılarak tarandı. Hastalar her seferinde, önce ayaklar olmak kaydıyla süpin pozisyonunda cihaza yerleştirildi. 18 kanallı vücut matris coil'i ve 32 kanallı posterior omurga coil'i kullanıldı. Bütün MRCP çekimleri için yalnızca, çalışma konusu olan hacmi kaplayan coil unsurları seçildi.

Bütün MRG araştırmalarında hem konvansiyonel RT SPACE MRCP sekansı hem de tek nefes tutmalı CS-SPACE MRCP vardı. Her zaman önce konvansiyonel MRCP sekansı uygulandı. Başlıca parametreler aşağıda belirtilmiştir:

Konvansiyonel RT SPACE MRCP:

FOV = 400 x 400 mm²; TR = solunum hızına bağlı olarak değişken; TE = 711 ms / 705 ms (1.5T/3T); FA = 140°/120°; ortalamaların sayısı = 1.4/2.0; paralel görüntüleme faktörü = 2; 64 koronal kesit alındı. Alınan vöksel boyutu 1.5T'de 1.1 x 1.0 x 1.5 mm³ (rekonstrüksiyon sonrası 1 x 1 x 1.2 mm³); 3T'de ise 1.2 x 1.0 x 1.5 mm³ (rekonstrüksiyon sonrası 0.6 x 0.6 x 1.2 mm³) idi. Çekim süresi 4 ila 10 dakika arasındaydı.

Tek nefes tutmalı CS-SPACE MRCP:

FOV = 400 x 400 mm²; TR = 1700 ms; TE = 426 ms / 432 ms; FA = 120°/120°; eksitasyon sayısı = 1.9/1.4; 64 koronal kesit alındı. Alınan boyut 1.5T'de 1.2 x 1.2 x 2.4 mm³ (rekonstrüksiyon sonrası 0.6 x 0.6 x 1.2 mm³); 3T'de ise 1 x 1 x 2.2 mm³ (rekonstrüksiyon sonrası 0.5 x 0.5 x 1.1 mm³) idi. Çekim süresi her iki manyetik saha gücü için de yaklaşık 17 saniyeydi. Bu sekansın çekimi sırasında akselerasyon faktörü 23'tü.

CS rekonstrüksiyonu inline olarak, seyrekliği desteklemeye yönelik bir SENSE optimizasyon problemi esas alınarak yapıldı. Spasyal regülarizasyon Haar dalgacık dönüşümü kullanılarak [6] gerçekleştirildi. Görüntülerin rekonstrüksiyonu için 20 yineleme yapıldı ve rekonstrüksiyon için gereken süre 6 dakika oldu.

Görüntü kalitesi değerlendirmesi

Her iki MRCP sekansının natif görüntüleri bağımsız olarak iki değerlendirici tarafından analiz edildi. Görüntü kalitesi derecelendirmesi safra ve pankreatik kanal sistemlerinin ana yapılarının görünürlüğüne göre yapıldı: Sağ ve sol intrahepatik kanallar (IHs), pankreatik kanal ve sistik kanal. Bu yapılar, aynı hastaya uygulanan her iki MRCP sekansından elde edilen rekonstrüksiyonu yapılmış MIP verileri üzerinde Şekil 1'de gösteriliyor. Hem bu yapıların görünürlüğünün hem de genel görüntü kalitesinin derecelendirilmesi 5 puanlık bir ölçekte yapıldı. Arka plan süpresyonu ve görüntü bulanıklığı, Tablo 1'de gösterildiği gibi, 4 puanlık bir ölçekte değerlendirildi. BH CS MRCP ile RT MRCP'yi karşılaştırmak üzere istatistiksel analiz için iki değerlendirmecinin ortalaması alındı.

İstatistiksel analiz

Bütün ölçülen değişkenler (genel kalite, bulanıklık, arka plan süpresyonu ve kanal görünürlüğü) ortalama ± standart sapma (SD) olarak ifade edildi. Konvansiyonel RT-SPACE ve tek nefes tutmalı CS MRCP sekansı arasında ölçülen değişkenlerin ortalama değerlerini karşılaştırmak için çift kuyruklu Wilcoxon işaretli sıra testi kullanıldı. Non-parametrik bir test (Wilcoxon test) kullanılmasının nedeni, bu çalışmadaki örnek boyutunun küçük oluşudur (n = 20).

0.05'in altındaki p-değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Sonuçlar

Tablo 2, 1.5T'deki MRCP görüntülerinin değerlendirilmesinin sonuçlarını gösteriyor.

¹ Geliştirilmesi tamamlanmamış ürün. Bu ürün henüz geliştirme aşamasındadır ve ABD'de ya da başka ülkelerde satışta değildir. Gelecekte satışa sunulacağı da garanti edilemez.

1.5T’de, konvansiyonel RT MRCP sekansı ile prototip tek nefes tutmalı CS MRCP sekansı arasında genel görüntü kalitesi ve görüntü bulanıklığı bakımından hiçbir fark tespit edilmedi.

Ayrıca, ana hepatik ve safra kanalları konvansiyonel MRCP ve tek nefes tutmalı CS MRCP görüntülerinde eş derecede görünürdü. Bununla birlikte, arka plan süpresyonu konvansiyonel sekansta prototip sekansa kıyasla kaydadeğer ölçüde iyiydi.

3T’deki MRCP görüntülerinin

değerlendirmesi Tablo 3’te gösteriliyor.

3T’de, genel görüntü kalitesi kaydadeğer ölçüde iyileşmişti ve konvansiyonel RT MRCP görüntülerine kıyasla, tek nefes tutmalı CS MRCP görüntülerinde kaydadeğer ölçüde daha az bulanıklık gözlemlendi.

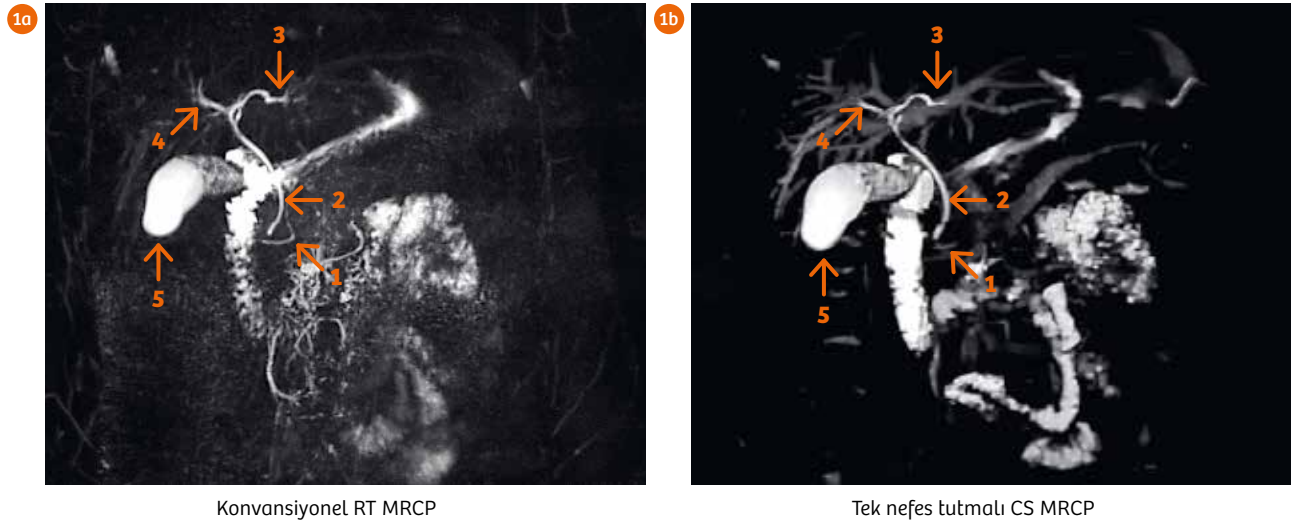
İlginçtir ki prototip MRCP görüntülerinde sistik ve pankreatik kanallar daha iyi görüntüledi. Tek nefes tutmalı CS MRCP görüntülerinde sağ ve sol intrahepatik kanallar genellikle daha iyi

görüntüleniyordu (Tablo 3). Arka plan süpresyonu her iki MRCP sekansında da benzer oldu.

Şekil 2 ve 3, 1.5T ve 3T’de konvansiyonel solunum tetiklemeli MRCP ile, ilgili tek nefes tutmalı CS MRCP sekansı arasındaki karşılaştırmayı gösteriyor.

Tartışma ve sonuç

Günümüzde hızlı MR görüntüleme, klinik kararların verilmesi açısından çok büyük önem arz ediyor. Öte yandan, hasta konforu da büyük önem taşıyor. Gerçekten de hastanın bir takip MR tetkiki için geri gelmesini



1 Aynı hastada 1.5T’de konvansiyonel solunum tetiklemenin (RT) ve tek nefes tutmalı Compressed Sensing(CS) MRCP sekansının MIP’si. Sayılar ana pankreatik ve safra kanallarını temsil ediyor: (1) Pankreatik; (2) safra; (3) sol intrahepatik; (4) sağ intrahepatik ve (5) safra kesesi

Görüntü kalitesi değişkenleri	Genel görüntü kalitesi	Görüntü bulanıklığı	Arka plan süpresyonu	Kanal görüntülemesi
Skor 1	Tanıya elverişli değil	Tanıya elverişli değil	Kaydadeğer arka plan sinyali	Görüntüleme yok
Skor 2	Yetersiz	Azımsanamayacak bulanıklık	Azımsanamayacak arka plan sinyali	Yetersiz görüntüleme
Skor 3	Vasat	Hafif bulanıklık	Fark edilir arka plan sinyali	Kısmi görüntüleme
Skor 4	İyi	Sıfır ya da minimal bulanıklık	Yeterli arka plan süpresyonu	Net ve eksik
Skor 5	Mükemmel	Geçersiz	Geçersiz	Net ve eksiksiz

Tablo 1: Konvansiyonel solunum tetiklemesini ve tek nefes tutmalı Compressed Sensing MRCP sekansını karşılaştırmak için ölçülen değişkenler ve skorlar.

sağlayabilmek adına, cihazın içinde geçirilen süreyi mümkün olduğunca kısaltmak gerekiyor. Bu hedefi gerçekleştirmek için de hızlı MR çekim tekniklerinin geliştirilmesi çok önemli. Hızlı MR görüntüleme için en ümit vaat eden tekniklerden biri, son derece düşük hızda örneklemeli çekimin Compressed Sensing rekonstrüksiyon yöntemi ile bir arada kullanılması. Bu çalışma, böyle bir metodun MRCP görüntüleme açısından uygulanabilirliğini gösterdi.

3T'de, konvansiyonel MRCP görüntülerine kıyasla, nefes tutmalı CS MRCP görüntülerinin kalitesi açık

bir şekilde daha üstündü ve ana safra ve pankreas kanalları daha iyi görüntülenmişti. İlginçtir ki 1.5T'de görüntü kalitesi ve ana kanalların görünürlüğü, nefes tutmalı CS MRCP ile konvansiyonel sekans arasında karşılaştırılabilir. Tek nefes tutmalı protokolün çekim süresi konvansiyonel tekniğinkinden en az 17 kat daha kısa olduğundan, bu bulgular çok ümit vaat edici.

Açıkça görülüyor ki konvansiyonel RT MRCP sekansının başlıca dezavantajı çekim süresinin daha uzun oluşu. Hatta, düzensiz solunum hareketi olan hastalar için çekim süresi 10 dakikayı aşabiliyor ve elde edilen

görüntülerde, Şekil 2 (B ve C) ve Şekil 3'te (A ve B) gösterildiği üzere, hareket artefaktları ve bulanıklık oluyor.

Tek nefes tutmalı CS MRCP görüntülerin genel kalitesi ve keskinliği 3T'de iyiydi; bu, Yoon ve ark. tarafından [2] benzer bulguların bildirildiği çalışma ile uyumlu: ortalama genel görüntü kalitesi: 4.17 vs. 4.10; ortalama görüntü bulanıklığı: 3.60 vs. 3.80. Tek nefes tutmalı CS MRCP sekansı söz konusu olduğunda, 3T'de 1.5T'ye kıyasla daha iyi bir görüntü kalitesi ve keskinlik olduğunu belirtmek gerekiyor. Bununla birlikte, aynı durum konvansiyonel MRCP sekansı için geçerli değildi; daha

Ölçülen değişkenler	Konvansiyonel RT MRCP	Tek nefes tutmalı CS MRCP	P-değeri
Genel görüntü kalitesi	3.23 ± 1.51	3.58 ± 1.17	0.34
Bulanıklık	3.05 ± 1.00	3.13 ± 1.10	0.93
Arka plan süpresyonu	3.48 ± 0.73	2.00 ± 0.83	< 0.001
Sistik kanal	3.20 ± 1.72	3.23 ± 1.70	0.95
Pankreatik kanal	2.65 ± 1.52	2.58 ± 1.54	0.95
Sağ intrahepatik kanal	3.48 ± 1.46	3.55 ± 1.49	0.95
Sol intrahepatik kanal	3.55 ± 1.28	3.75 ± 1.38	0.72

Tablo 2: Konvansiyonel solunum tetikleme (RT) ve tek nefes tutmalı Compressed Sensing (CS) sekansı kullanılarak 1.5T'de alınan MRCP görüntülerinin ölçülen değişkenlerinin değerleri (ortalama ± SD).

Ölçülen değişkenler	Konvansiyonel RT MRCP	Tek nefes tutmalı CS MRCP	P-değeri
Genel görüntü kalitesi	3.25 ± 0.99	4.17 ± 0.71	< 0.001
Bulanıklık	2.92 ± 0.92	3.60 ± 0.45	< 0.001
Arka plan süpresyonu	3.27 ± 0.82	3.57 ± 0.47	0.09
Sistik kanal	2.55 ± 1.40	3.40 ± 1.34	0.005
Pankreatik kanal	3.52 ± 1.14	4.27 ± 0.68	0.02
Sağ intrahepatik kanal	3.55 ± 1.24	4.05 ± 0.97	0.06
Sağ intrahepatik kanal	3.52 ± 1.16	3.95 ± 1.02	0.13

Tablo 3: Konvansiyonel solunum tetikleme (RT) ve tek nefes tutmalı Compressed Sensing (CS) sekansı kullanılarak 3T'de alınan MRCP görüntülerinin ölçülen değişkenlerinin değerleri (ortalama ± SD).

1.5T'de konvansiyonel RT MRCP

2a



1.5T'de tek nefes tutmalı CS MRCP

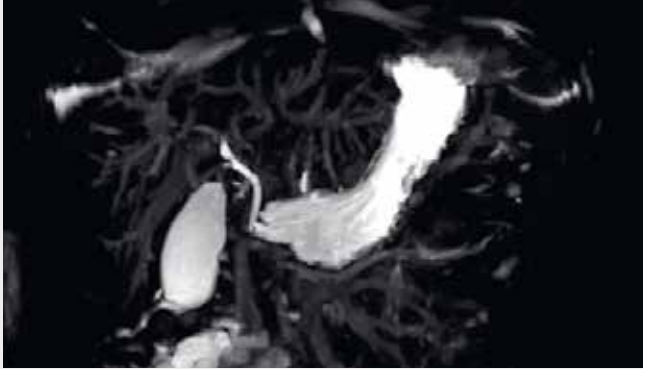
2b



2c



2d



2 1.5T'dedört farklı hastada konvansiyonel solunum tetiklemesinin (RT) ve tek nefes tutmalı Compressed Sensing MRCP sekansının MIP'si

Conventional RT MRCP at 3T

Single-breath-hold CS MRCP at 3T

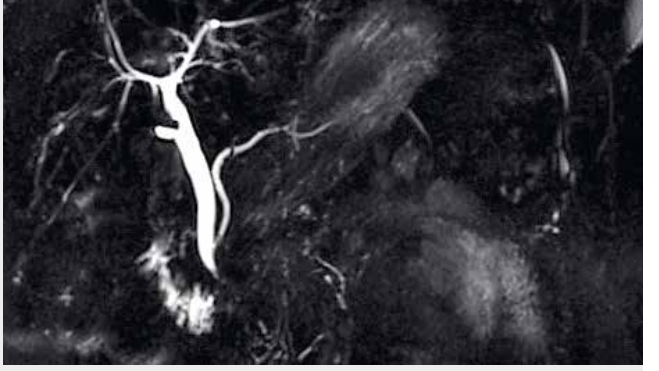
3a



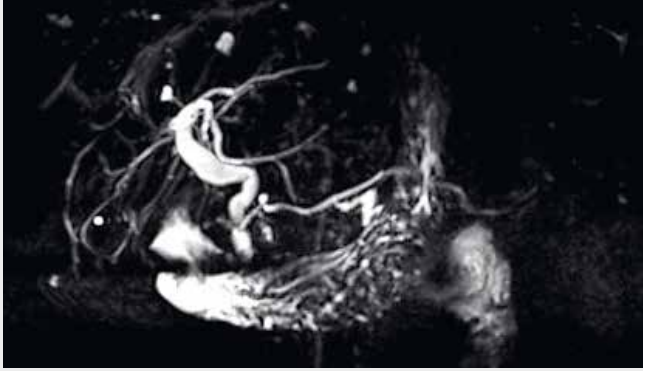
3b



3c



3d



3 3T'de dört farklı hastada konvansiyonel solunum tetiklemesinin (RT) ve tek nefes tutmalı Compressed Sensing MRCP sekansının MIP'si.

yüksek manyetik alan sahasında MRCP görüntüleme için Compressed Sensing rekonstrüksiyonu yapmanın faydası açıkça görüldü.

Bildiğimiz kadarıyla bu, 1.5T'de yapılan, tek nefes tutmalı CS ile kovansiyonel MRCP sekansı arasında benzer görüntü kalitesi olduğunu gösteren ilk çalışmadır. Üstelik, ana kanalların görünürlüğü de her iki sekans arasında karşılaştırılabilir durumdaydı.

Fakat tek nefes tutmalı CS MRCP görüntülerde arka plan süpresyonu, azımsanamayacak arka planla yetersize yakındı. Bu, yeterli arka plan süpresyonunun elde edildiği 3T'de gözlenmedi. Dolayısıyla, 1.5T'de tek nefes tutmalı CS MRCP sekansının arka plan süpresyonunu iyileştirmek faydalı olacaktır.

Değerlendirilen tek nefes tutmalı CS MRCP prototip uygulaması ile ilgili önemli bir konu, görüntülerin rekonstrüksiyonudur. Bu çalışmada, rekonstrüksiyon süresi yaklaşık 6 dakika oldu. Gelecekte yapılacak bir ürün uygulamasında, örneğin bir GPU uygulamasında, bu meselenin ele alınması gerekiyor. Hem protokolün iş akışını kolaylaştırmak için, hem de görüntülerin radyolog tarafından hızlıca yorumlanması gerektiği durumlarda, rekonstrüksiyon süresi mümkün olduğunca kısa olmalıdır.

Sonuç olarak, tek nefes tutmalı CS MRCP prototipi, kovansiyonel sekansa kıyasla benzer (1.5T'de) ya da daha üstün (3T'de) genel kalite ve keskinlik sağlamaktadır. ●

Referanslar

- 1 Arizono S, Isoda H, Maetani YS, et al. High spatial resolution three-dimensional MR cholangiography using a high-sampling-efficiency technique (SPACE) at 3T: comparison with the conventional constant flip angle sequence in healthy volunteers. J Magn Reson Imaging 2008; 28:685–690.
- 2 Yoon JH, Lee SM, Kang HJ, et al. Clinical Feasibility of 3-Dimensional Magnetic Resonance Cholangiopancreatography Using Compressed Sensing: Comparison of Image Quality and Diagnostic Performance. Invest Radiol. 2017 Oct; 52(10):612-619.
- 3 Zhu L, Xue H, Sun Z, et al. Modified breath-hold compressed-sensing 3D MR cholangiopancreatography with a small field-of-view and high resolution acquisition: Clinical feasibility in biliary and pancreatic disorders. J Magn Reson Imaging. 2018 Apr 14. doi: 10.1002/jmri.26049. [Epub ahead of print]
- 4 Feng L, Benkert T, Block KT, et al. Compressed sensing for body MRI. J Magn Reson Imaging. 2017 Apr;45(4):966-987.
- 5 Yamamoto T, Okada T, Fushimi Y, et al. Magnetic resonance angiography with compressed sensing: An evaluation of moyamoya disease. PLoS One. 2018 Jan 19;13(1):e0189493.
- 6 Fushimi Y, Okada T, Kikuchi T, et al. Clinical evaluation of time-of-flight MR angiography with sparse undersampling and iterative reconstruction for cerebral aneurysms. NMR Biomed. 2017 Nov;30(11).
- 7 Chandarana H, Doshi AM, Shanbhogue A, et al. Three-dimensional MR cholangiopancreatography in a breath hold with sparsity-based reconstruction of highly undersampled data. Radiology 2016;280:585– 594.

İletişim

Hélène Blaise
Hôpital universitaire Nancy
Rue du Morvan
54511 Vandoeuvre-lès-Nancy
Fransa



Hélène Blaise



Valérie Laurent

Yoğun klinik uygulamada Compressed Sensing Kardiyak Cine etkisi

Dr. Jérôme Garot, Ph.D.; Gilles Auvray

Institut Cardiovasculaire Paris Sud, Massy, Fransa

Giriş

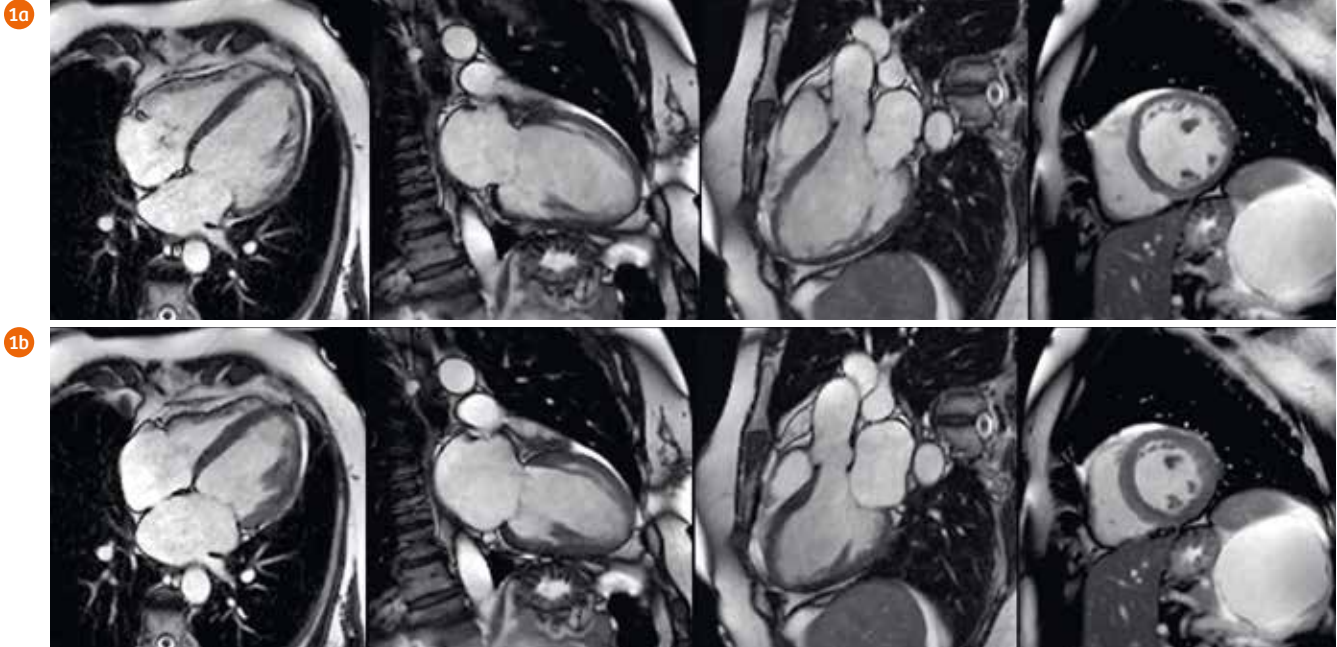
Institut Cardiovasculaire Paris Sud'de (ICPS) 2008'de kurulan ve sadece kardiyovasküler MRG'ye odaklanan tesis, bugüne dek yaklaşık 45 bin hastaya hizmet verdi. Bu hastaların yaklaşık %70-75'i stres MR perfüzyon muayenesi oldu. Yalnızca 2017'de, ortalama 20 dakikalık MR muayenesi süresiyle 5400'ün üzerinde hastaya tarama yapıldı. Bu tempo, hem resepsiyon ve hazırlık alanlarında hem de tarama ve okuma ortamında planlamanın ve kadro seçiminin

titizlikle yapılmasının yanı sıra hasta karşılama, hazırlama ve koçluktan aksesuar seçimine, protokol ayarlamalarından iş akışı yönetimine kadar bütün muayene sürecinin özenle optimize edilmesi sayesinde mümkün oldu.

ICPS'te Kardiyovasküler MRG

ICPS'te stres CMR perfüzyon tetkiki lokalizasyondan, uzun aks cinelerinden, stres perfüzyondan, kısa aks cinelerinden ve geç

kontrastlı görüntülerden oluşuyor. İmajın görüntülenmesi, kalite kontrolü ve yorumlama, MR kontrol odasında syngo.via kullanan özel bir okuma konsolu üzerinde eşzamanlı gerçekleştiriliyor. Raporlama ile okuma birlikte yapılıyor; ICPS'te CMR uygulamasına özel olarak yazılmış, ses, görüntü ve metin girdilerini bir araya getirmenin yanı sıra hasta kohortu, girdi-çıkı vb. hakkında da istatistiksel bilgi veren bir veritabanı konumundaki yazılım paketi¹ (Clinigrid software, Hemolia Inc., Paris, Fransa) kullanılıyor.



1 Dilate kardiyomiyopati bir hastada, çift çekimli görüntüleme protokolü kullanılarak diastolde (1A) ve sistolde (1B) elde edilmiş Compressed Sensing Cine retrograded görüntüler.

¹ Burada yer alan bilgiler üçüncü şahıs üreticilerin ürünlerine ilişkindir ve bu nedenle, üreticilerin düzenleme sorumluluğundadır. Daha ayrıntılı bilgi edinmek için lütfen üçüncü şahıs üreticilerle irtibata geçiniz.

Ventriküler fonksiyon değerlendirilmesi

Sol ventriküler (LV) fonksiyonun değerlendirilmesi, her türlü kalp MR muayenesinin temel özelliğidir. Eylül 2017'ye dek, LV fonksiyonu analizini PAT-GRAPPA hızlandırılmış segmentli retrogated 2 PAT faktörlü cine TrueFISP kullanarak yapıyorduk. Bu yaklaşım MR görüntüleme sektöründe altın standart olarak kabul ediliyor ve uzun süreli ve çok sayıda nefes tutma gerekliliğine rağmen, hastalar ve klinisyenler tarafından kabul görüyor. Nefesini tutmakta güçlük çeken yahut aritmili hastalarda ve 3 PAT faktörü ile kombine prospektif tetiklemeli cine TrueFISP TPAT görüntülemeye başvuruyorduk. syngo MR E11C-AP02 ile Compressed Sensing (CS) Cardiac Cine kullanımı, tetkik iş akışımızı hatırı sayılır biçimde değiştirdi. Özellikle, iki kalp atışı boyunca retrogated cine görüntülemeyi mümkün kılan prototip CS Kardiyak Cine yazılımı², LV fonksiyonu değerlendirmesinde başlıca yöntemimiz haline geldi. Mevcut altın standart ile çapraz karşılaştırmaları da içeren kısa bir araştırma döneminin ardından, bütün standart CMR görüntüleme protokollerimizi retrogate CS Cine kullanacak şekilde değiştirdik. Bu, ortalama stres perfüzyon CMR muayenesi süresini 3 ila 4 dakika kısaltabilmemizi sağlayarak hasta sayısını artırdı ve hasta konforunu yükseltti. Bunun doğrudan bir sonucu olarak, artık haftada 15 hastaya daha tarama yapabiliyoruz.

Retrogated Compressed Sensing Kardiyak Cine

Bu "çift çekimli" CS Cine Retro yöntemi, sol ventriküler fonksiyonun hem görsel hem de nicel olarak değerlendirilmesi için gerekli olan toplam nefes tutma sayısının azaltılmasına ve de nefes tutma süresinin kısaltılmasına olanak tanıyor. Genel olarak, toplam ~6.5 akselerasyon faktörü ile 1.5 mm x 1.5 mm'lik düzlem içi uzamsal çözünürlük ve 40 ms düzeninde temporal çözünürlüklü görüntüleme protokolü kullanıyoruz; kesit kalınlığı da genellikle 8 mm oluyor. İlk kalp atışı görüntüleme yapılmayan, gradyan ve RF pulse'ları uygulanarak magnetizasyonun kararlı duruma ulaşmasından emin olmak için "temsili" bir kalp atışı olmak kaydıyla, çekim süresi kesit başına 3 kalp atışıdır.

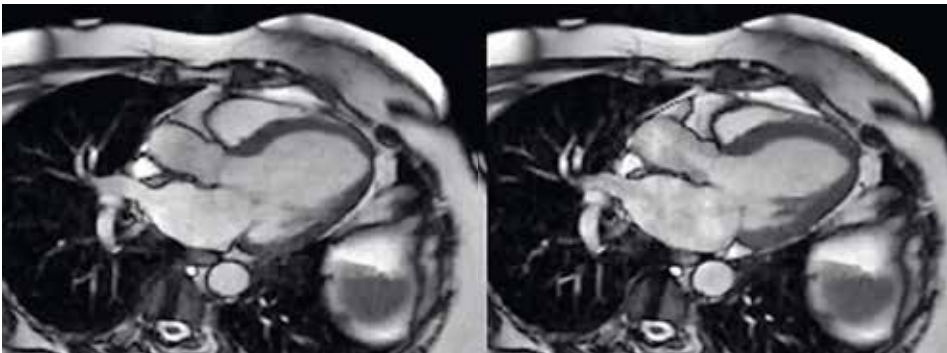
Dilate kardiyomiyopatili bir hastadan elde edilen örnek görüntüler Şekil 1'de gösteriliyor. Yüksek k-space alt örnekleme faktörüne rağmen, endo ve epikardiyal sınırlar keskin; küçük trabeküler strüktürler ve kapakçıklar açıkça görülüyor ve en önemlisi, mükemmel temporal çözünürlük sayesinde, duvar hareketi değerlendirilmesi ve kantitatif çözümleme uygun şekilde gerçekleşiyor. Şekil 2'de, CS Cine Retro kullanılarak elde edilen bir başka üç odalı cine temsili gösteriliyor.

Ağır aritmisi olan ya da nefesini tutamayan hastalarda, LV fonksiyonunun değerlendirilmesi için artık tercih ettiğimiz alternatif yöntem,

gerçek zamanlı CS Cine sekansı. Çift çekimli CS Cine Retro yöntemi ile kıyaslandığında uzamsal ve temporal çözünürlüğü bir nebze daha düşük olmakla birlikte, gerçek zamanlı CS Cine yine de standart PAT-hızlandırılmış gerçek zamanlı görüntülemeye göre belirgin olarak daha iyi bir görüntü kalitesi sunuyor. Adaptif tetiklemenin uygun şekilde kullanılmasıyla ya da alternatif olarak 1,5 döngü boyunca görüntüleme yapılarak, isabetli kantitatif analiz için gerekli olan tam döngü cine görüntülemeye de imkân veriyor. Şekil 3'te nefes tutma komutlarının iletiminde güçlük çekilen sağır bir hastadan elde edilen iki çekimli CS Cine Retro yöntemi gerçek zamanlı CS Cine ile kıyaslanıyor. Şekil 4'te yer alan görüntüler CS Cine Retro'da, klinik olarak kabul edilebilir görüntü kalitesine erişmek için aritmi rejeksiyon seçeneğinin kullanımı örnekliyor.

CS Cine Retro'nun sunduğu avantajlar yalnızca tarama süresinin kısalması ile sınırlı değil. Bu yöntemde, tarama süresini tek bir nefes tutmada son derece yüksek temporal ve/veya uzamsal çözünürlük ile değişik tokuş eden bir yol bulunuyor. Böylelikle, edinimi sekiz kalp atışına ayıran sekiz çekimli protokol, bu zamana kadar hayal bile edilemeyen toplam 9 kalp atışlık bir tarama içinde 10 ms temporal çözünürlüklü ve düzlem içi 1.2 mm x 1.2 mm uzamsal çözünürlüklü tek kesitli cine görüntüler elde etmeyi mümkün kılıyor. Bunun bir örneği Şekil 5'te gösteriliyor.

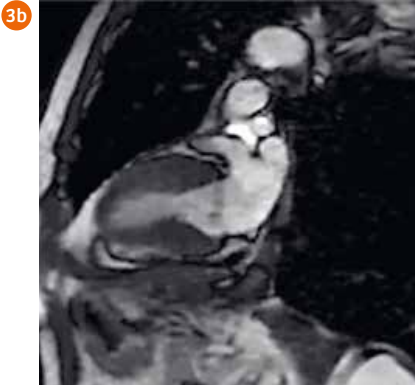
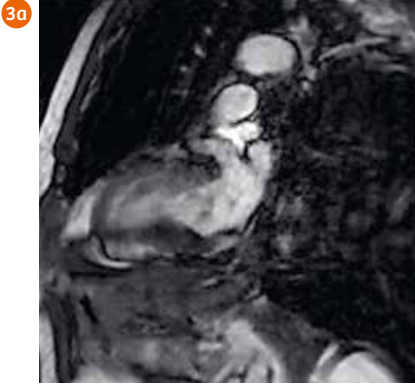
2



2

Diyastol sonunda ve sistol sonunda elde edilmiş üç odalı CS Cine retrogated görüntüler.

² Geliştirme aşamasındaki ürün. Bu ürün halen geliştirme aşamasındadır ve ABD'de ve başka ülkelerde satışta değildir. Gelecekte satışa sunulacağı da garantisi edilemez.



3 Sağır bir hastada, nefes tutulmaksızın çekilmiş CS Cine Retro (3A) ile gerçek zamanlı CS Cine'nin (3B) kıyaslanması.



4 Kalp atış hızı düzensizlikleri olan bir hastada aritmi rejeksiyonlu tarama seçeneği kullanılmadan (4A) ve kullanılarak (4B) elde edilmiş CS Cine Retro görüntüleri.



5 Sağlıklı bir gönüllüden sekiz çekimli CS Cine Retro görüntüleme protokolü kullanılarak elde edilmiş üç odalı Cine.

Sonuç

Compressed Sensing Kardiyak Cine, kardiyovasküler MRG alanında ezber bozan bir yöntem olduğunu gösteriyor. Prototip retrogated CS Cine paketi ile diagnostik bilgi kaybı olmaksızın kaydadeğer ölçüde daha kısa tarama süreleri mümkün oluyor. Bu da, yalnızca hastalar için değil, iş akışının daha da iyileştirilmesi ve kardiyovasküler hastalıkların değerlendirilmesinde MRG kullanımının artırılması açısından da fayda sağlıyor.

Teşekkür

Yazarlar, yoğun klinik uygulamada prototip CS Cine Retro paketinin geliştirilmesine ve test edilmesine yaptıkları değerli katkılarından dolayı, başta Carmel Hayes, Christoph Forman, Michaela Schmidt, Solenn Toupin and Matthieu Lepetit-Coiffé'ye olmak üzere, Institut Cardiovasculaire Paris Sud'deki çalışma arkadaşlarına ve Siemens Healthineers ekibine teşekkür eder. ●

İletişim

Prof. Dr. Jérôme Garot
Kardiyovasküler MR Başkanı
Cardiovascular Institute Paris-Sud (ICPS)
6 Avenue du Noyer Lambert
91300 Massy
Fransa
jgarot@angio-icps.com



Compressed Sensing hakkında daha fazla bilgi için
[siemens.com/magnetom-world](https://www.siemens.com/magnetom-world) > Hot Topics

Edinilmiş kolesteatomlu kronik süpüratif otitis media

Dr. KG Srinivasan

KGS İleri MR ve BT Taraması, Madurai, Tamil Nadu, Hindistan

Hastanın hikayesi

Son birkaç haftadır sağ taraflı otonözişik şikâyeti olan 40 yaşında erkek hasta, hastaneye başvurdu. Fiziksel muayenede, kolesteatomlu kronik süpüratif otitis media (CSOM) şüphesi ortaya çıktı. Şüphenin açıklığı kavuşturulması için BT görüntüleme istendi.

Tanı

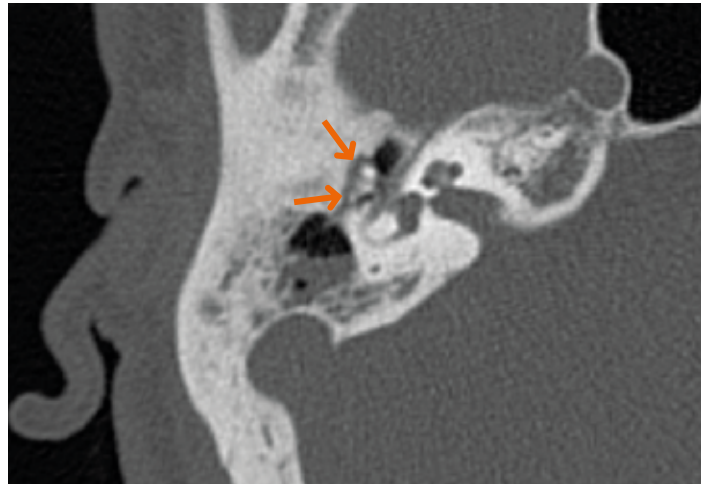
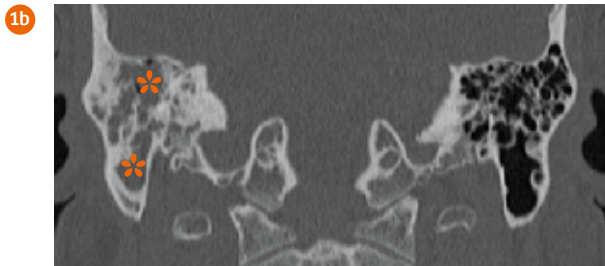
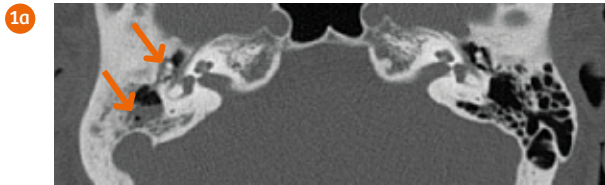
BT görüntüleri orta kulakta Prussak boşluğu ve epitimpanum da dâhil olmak üzere, skutüm düzleşmesi ve kulak kemikçiklerinin erozyonu ile birlikte, sağ taraflı bir yumuşak doku opasifikasyonu gösterdi. Mastoid hava hücrelerinde, akla skleroz ihtimalini getiren bir hava yokluğu görüldü. Bu özellikler kolesteatom ile tutarlıdır.

Yorumlar

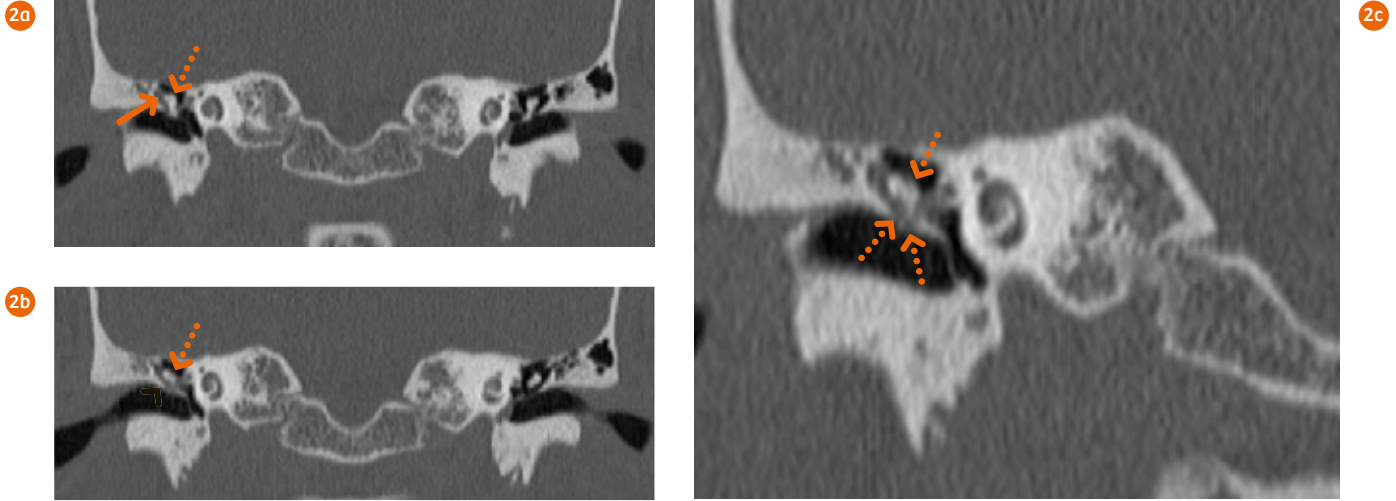
CSOM orta kulağın ve mastoid kavitenin kronik enflamasyonudur. Orta kulaktan perfore bir timpanik zar yoluyla en az 6 hafta boyunca akıntı ile karakterizedir.

Kolesteatomlu ya da kolesteatomsuz olabilir ve sıklıkla işitme kaybı da eşlik eder. Kolesteatom geleneksel olarak otoskopik muayene ile teşhis edilir. Kolesteatomun yayılımının ve komplikasyonlarının değerlendirilmesinde yüksek çözünürlüklü bilgisayarlı tomografi (HRCT) endikedir ve cerrahın dikkatini hastalığa ilişkin potansiyel cerrahi tehlikelere ve komplikasyonlara çekebilir. Kolesteatomunun tanısında en sık görülen BT belirtileri, orta kulak kitlesi ve kemikli lizistir.

Tanıdaki güçlük, en ufak strüktürel ayrıntıları bile görüntüleyebilmeye yarayacak yüksek çözünürlüklü görüntüler elde etmek ve aynı zamanda da radyasyon dozunu mümkün olduğunca düşük tutmaktır. Bu vakada, Kalay Filtre tekniği kullanıldı. Bu teknik, dozu düşürmek için X-ray spektrumundan daha düşük enerjileri ayırır ve görüntü kalitesini optimize etmek için ışın sertleşmesi artefaktlarını minimize eder. Böylelikle, görüntü kalitesinden taviz verilmeksizin, 7 mGy'lik CTDIvol ile istisnai ölçüde düşük bir doz elde edildi. ●



- 1 Aksiyel (Şekil. 1a ve 1c) ve koronal (Şekil. 1b) MPR görüntüleri, epitimpanumda sağ taraflı yumuşak doku opasifikasyonunu (ok) ve 2 mastoid hava hücrelerindeki hava yokluğunu (yıldız) gösteriyor. Sol taraftaki mastoid süreç iyi pnömatize olmuş.



2 Koronal MPR görüntüleri Prussak boşluğunda skutüm düzleşmesi (Şekil. 2b, ok ucu) ile birlikte yumuşak doku opasifikasyonunu (Şekil. 2a, ok) ve sağ tarafta kulak kemikçiklerinin erozyonunu (kesikli oklar) gösteriyor.

İnceleme Protokolü

Tarayıcı	SOMATOM go.Now		
Tarama alanı	Orta & iç Kulak	DLP	112 mGy cm
Tarama modu	Spiral	Efektif doz	0.35 mSv
Tarama uzunluğu	89 mm	Rotasyon süresi	1 s
Tarama yönü	Kranio-kaudal	Pitch	0.8
Tarama süresi	10 s	Kesit kolimasyonu	16 × 0.7 mm
Tüp voltajı	Sn110 kV	Kesit genişliği	0.8 mm
Efektif doz	226 mAs	Rekonstrüksiyon inkrementi	0.4 mm
Doz modülasyonu	CARE Dose4D™	Rekonstrüksiyon kerneli	Hr64
CTDI _{vol}	7.02 mGy		

Siemens müşterileri tarafından burada tanımlanan sonuçlar kuruma özgü koşullarda elde edilmiştir. "Tipik" bir hastane bulunmadığı ve pek çok değişken (örneğin hastanenin ölçeği, olguların karmaşıklığı, BT benimsenme düzeyi) söz konusu olduğu için diğer kullanıcıların da aynı sonuçları alacağı garanti edilemez.

“Radyoloji endüstrisinin öncelikle çözmesi gereken konu, artmış veri yükü karşısında radyoloğu rahatlatmak”

Amerikan Hastanesi Medikal Direktörü ve Radyoloji Bölüm Başkanı Prof. Dr. Sergin Akpek, hem hastalara hem de klinisyenlere hizmet vermesiyle farklılaşan radyoloji alanının bugününü ve geleceğini *İnovasyon* okurları için değerlendirdi.

Amerikan Hastanesi olarak Koç Üniversitesi Tıp Fakültesi ile nasıl bir iş birliği içindesiniz?

Amerikan Hastanesi aslında tarihi çok eskiye dayanan bir hastane. 1920 yılında Amiral Bristol Hastanesi adıyla kurulduktan sonra uzun yıllar boyunca küçük ölçekli bir kurum olarak faaliyet göstermiş. 1995'te Vehbi Koç Vakfı hastaneyi devraldı. Daha sonra Koç Üniversitesi'nin kurulmasıyla birlikte Amerikan Hastanesi'nin hizmetlerini daha da geniş kesimlere taşımak üzere üniversitenin Tıp Fakültesi açıldı. Bu fakülteyle bağlantılı olarak da dört yıl önce Koç Üniversitesi Hastanesi kuruldu. Şu anda Amerikan Hastanesi, Koç Üniversitesi Hastanesi, MedAmerikan Tıp

Merkezi ve Bodrum Amerikan Hastanesi Vehbi Koç Vakfı Sağlık Kuruluşları çatısı altında yer alıyor. Amerikan Hastanesi de bu çerçevede, özel sağlık hizmetlerini en üst kalitede sunmak üzere çalışmalarını sürdürüyor.

Kamu sektöründe de çalıştınız. Özel sektörde çalışmanın avantajları ve dezavantajları hakkında bilgi alabilir miyiz?

Sağlık hizmetleri açısından kamu sektörü ile özel sektör arasındaki farkın hizmetten kaynaklandığını düşünmüyorum. Sonuçta karşımızda hep insan var. Hepsinin bazı hastalıkları, bunlardan kaynaklanan bazı beklentileri ve yaşanan bazı zorluklar var. Hastalarla iletişim biçimimiz kamuda ya da özelde değişmiyor. Sanırım asıl fark, çalışma tarzımızdan ve çalışma arkadaşlarımızdan kaynaklanıyor. Özel sektörde işler biraz daha hızlı yürüyor.

Radyolojide hem hastalara hem de diğer klinisyenlere hizmet sunuyoruz. Hastalara verdiğimiz hizmet açısından kamu ile



Amerikan Hastanesi Medikal Direktörü
ve Radyoloji Bölüm Başkanı
Prof. Dr. Sergin Akpek

özel sektör arasında pek fark yok ama klinisyenlere verdiğimiz hizmet özel sektörde biraz daha farklı. Çok daha hızlı servis veriyoruz ve bunun da getirdiği bazı güçlükler var. Hastalardan ziyade, beraber çalıştığımız arkadaşlarımızın taleplerindeki artışın zorluklarını yaşıyoruz.

Özel sektörde tabii ki fiziksel ortam daha rahat. İstedğimiz teknolojiye, en yeni teknoloji cihazlara ulaşmamız daha kolay oluyor.

Siemens Healthineers'ın sunduğu teknolojiler hakkındaki görüşleriniz nelerdir? Siemens'i nasıl tanımlıyorsunuz?

Siemens'i birkaç kelimeyle tanımlamam istediğinde genellikle "eski dost" diyorum. Eski dost olmanın avantajları ve dezavantajları oluyor elbette. Siemens Healthineers ile bu avantajların çoğunu yaşıyoruz. Ama bence en önemlisi, hep birbirimizi anlıyor olmamız. Bir sorunun çözülmesi gerektiğinde, bir cihaz ya da bir servis alırken, Siemens Healthineers ile temasa geçtiğimizde aynı dili konuşuyoruz. Bu çok önemli bizim için. İsteklerimizi, işin aciliyetini, o an yaşadığımız zorluğu kendilerininmiş gibi benimseyip karşılık veriyorlar. Bu çok saygıdeğer bir davranış.

Eski dost olmanın en büyük dezavantajı ise rehavete kapılmaktır. Siemens Healthineers bu konuda da görüşlerimize kulak vererek gençliğin getirdiği enerjiyi her zaman korumaya çalışıyor. Teknoloji açısından da elbette sektör liderlerinden biri.

Hastanenizde kullandığınız Siemens Healthineers ürün ve çözümleri size ne tür faydalar sağlıyor?

Hem Amerikan Hastanesi, hem Bodrum Amerikan Hastanesi hem de Koç Üniversitesi Hastanesi'nde özellikle kesitsel görüntüleme Siemens Healthineers markalı cihazları tercih ettik. Bunun en büyük sebebi, görüntü kalitesi. Bir radyoloğun, bir cihazda en son feda edeceği özellik görüntü kalitesidir. Sofistike yazılımlar, kullanıcının işini kolaylaştıran ya da hastaya doz açısından fayda sağlayan birçok özellik var yeni cihazlarda. Ama bizim primer önceliğimiz görüntü kalitesi çünkü bu, hastalara verdiğimiz hizmetin temel belirleyicisi oluyor. Hata yapmamızı engelleyen, doğru tanıya ulaşmamızı sağlayan en önemli faktör görüntü kalitesidir. Siemens Healthineers, kullandığımız cihazların hiçbirinde endüstri standartlarının altında olmamıştır, birçoğunda da endüstri standartlarını belirleyen firma olmuştur. Dolayısıyla, gönlümüz rahat bir şekilde tercih ediyoruz Siemens Healthineers'ı.

Buna ek olarak, her yeni gelişmeyi bizimle paylaşan, bu gelişmeleri anlamamızı sağlayan bir marka Siemens Healthineers. Yenilikleri bize satmaktan ziyade, öncelikle bunları bizimle tanıştırp gerçekten bu teknolojilere ihtiyacımız olup olmadığını görmemizi sağlıyor. Tüketici olarak bizi bilinçlendirmeye çalışması bence çok saygıdeğer bir tutum. Günümüzde o kadar çok yeni ürün çıkıyor ki radyologların ya da teknisyenlerin bunların her birine hakim olması mümkün değil. Siemens Healthineers yeni çıkan bazı yazılımları bir



süreliğine kullanmamıza olanak sağlıyor, böylece bizi gereksiz alımlardan korumuş oluyor.

Siemens Healthineers geliştirdiği yazılımlarda da güncel teknolojiyi her zaman yakalıyor. Dolayısıyla aklımızda hiçbir zaman, "Acaba geride mi kalıyoruz?" sorusu olmuyor. Siemens Healthineers'ın yarışta her zaman ön sıralarda olduğunu bildiğimiz için gönlümüz rahat.

10 sene öncesine kıyasla nöroradyoloji pratiğinde ne tür değişiklikler oldu?

Nöroradyolojiyi tanısal ve girişimsel olarak ikiye ayırmak gerekir. Tanısal nöroradyolojide benim gördüğüm en önemli gelişme, MR anjiyografilerde görüntü kalitesindeki artışın artık tanısal anjiyografiyle yarışır hale gelmesi. Özellikle intrakraniyal vasküler patolojilerin gerek tanınmasında gerekse takibinde kateter anjiyografi yerine MR anjiyografiyi güvenle kullanabiliyoruz.

Bunun dışında, özellikle multiparametrik beyin MR incelemesinin rutine binmesi, spektroskopinin, diffüzyon MR'ın, perfüzyon MR'ın çok daha pratik ve kolay uygulanabilir olması son 10 senede yaşadığımız önemli gelişmeler.

Girişimsel nöroradyolojide ise sadece görüntüleme değil, tedavi yöntemlerimiz de çok daha rafine hale geldi. Son 25 sene içinde serebrovasküler hastalıklarda açık cerrahiden endovasküler tedaviye geçişine tanıklık ettik. Bu çok önemli bir gelişme. Artık günümüzde girişimsel radyologların endovasküler yolla tedavi edemedikleri bir anevrizma ya da arteriovenöz malformasyon hemen hemen hiç kalmadı.

Radyolojide yapay zeka kullanımı hakkında görüşlerinizi öğrenebilir miyiz?

Yapay zeka yeni bir kavram gibi görülüyor ama radyoloji aslında yapay zekayı çok uzun süredir kullanıyor. Bundan 15-20 yıl önce akciğer nodüllerinin tanınması ve takibi, memedeki CAD (computer aided diagnosis) yazılımları da yapay zeka ürünleriydi. Yani belli bir patern bulup bize gösteren, bu paternleri ölçen ve bu işleri otomatik olarak

yapan birtakım yazılımlar vardı. Bana göre yapay zekanın tanımı da bu zaten. Ama tabii ki yapay zekanın tıpta en çok uygulama alanı bulabileceği dal radyoloji, çünkü diagnostik radyoloji tamamen patern tanıma üzerine gelişen bir alandır. Belli paternleri tanıyarak, kendi beyinlerimizde o paternleri proses ederek bir tanıya ulaşmaya çalışıyoruz. Bu patern hiç kuşkusuz bazı yazılımlar aracılığıyla da tanınabilir. Doğruluk payı, eğitilmiş ve deneyimli bir radyoloğa ulaşabilir mi, o konuda soru işaretleri var. Ama tecrübesiz bir radyologdan daha iyi performans göstereceğini düşünüyorum. Dolayısıyla bu alan gelişmeye çok açık.

İnsanlığın gelişiminin önündeki en büyük engelin, edinilen tecrübeyi bir sonraki nesle aktarmadaki güçlük olduğuna inanıyorum. Yapay zeka sayesinde bu güçlük ortadan kalkacağı için uzun vadede insana kıyasla daha iyi tanı koyan, tanıları daha iyi takip eden yapay zeka programlarının mesleğimize dahil olması kaçınılmaz.

Sizce son dönemde radyolojideki en büyük gelişme nedir?

Bence en önemli gelişme prostat radyolojisi alanında yaşandı. Son 5-6 yılda prostat radyolojisi hemen hemen sıfırdan çok önemli bir noktaya gelmiş durumda. Prostat tümörlerini multiparametrik prostat MR ile görüp tanıyabilir hale geldik. Eskiden, prostat glandı içinde bir tümörün varlığından başka parametreler dolayısıyla şüpheleniyorduk ama tümörü göremiyorduk. Dolayısıyla bu tümörün örneklenmesi de kör yöntemlerle yapılıyordu. Ama günümüzde, gerek MR ile ultrason görüntüsünü üst üste bindirerek füzyon görüntüleme yöntemiyle yaptığımız biyopsilerin, gerekse Amerikan Hastanesi'nde yaygın olarak kullandığımız, MR magnetin içinde in-bore dediğimiz, lezyonu bire bir görerek elde ettiğimiz biyopsilerin doğruluk oranları transrektal ultrason görüntülemeyle yapılan kör biyopsilere göre çok yüksek seviyelere ulaştı. Hastanemizde bu şekilde 200'ün üzerinde prostat biyopsisi gerçekleştirdik ve doğruluk oranlarımız yüzde 87-88 seviyesinde.

Tanısal biyopsi dışında, tedavi yöntemlerinde de önemli gelişmeler yaşanıyor. Örneğin prostat hiperplazisinin tedavisinde prostat arter embolizasyonları, yine birtakım perkütan yollarla prostat glandının küçültülmesi ya da küçük tümörlerin fokal tedavileri çok önemli ufuklar açan tedavi yöntemleri. İleride meme radyolojisi kadar gelişmiş prostat radyolojisi bölümleri kurulacağına inancım tam. Dolayısıyla radyologların artık buna hazırlanması gerekiyor. Ürologlarla birlikte prostat hastalarına çok daha iyi servis verebileceğimizi düşünüyorum.

Bundan sonraki teknolojik gelişmeler neler olacak ? Özellikle hangi alanlarda yeni ürünler ya da çözümler bekliyorsunuz?

Radyoloji endüstrisinin öncelikle çözmesi gereken konu, artmış veri yükü karşısında radyologu rahatlatmak. Mesleğe başladığımda bir tomografi 15 görüntüden oluşurken şu anda 5-6 bin görüntüden oluşuyor. Bu görüntülerin her birine radyologun tek tek bakması ne yazık ki pratikte mümkün değil.

Farklı davranış modelleri ve farklı paternlerle bu "data tsunamisini" radyologla birlikte göğüsleyip değerlendirmeyi kolaylaştıracak yazılımlar yaygınlaşacak. Yapay zeka da bu konuda bazı kolaylıklar sağlayacak.

İkinci olarak, radyolojide teknisyenlerin rolleri değişiyor. Yani teknisyenlerin sadece görüntüyü çeken değil, çekimden sonra görüntüyü işleyen ve radyoloğa hazırlayan kişiler olmaları gerekiyor. Belki endüstri bu alanda radyoloji teknisyenlerinin eğitime katkıda bulunabilir.

Üçüncü olarak da her zaman en önemli konularımızdan biri olan doz meselesi var. X ışınının zararlı etkilerinden hastaları, özellikle de çocukları koruyan birtakım modaliteler geliştiriliyor ama bunlar genellikle görüntü kalitesinden ödün verilerek uygulanıyor. Bu noktada daha efektif dedektör sistemlerinin ortaya çıkması, özellikle bilgisayarlı tomografide kullanım kolaylığını artıracaktır. ●



Prof. Dr. Sergin Akpek kimdir?

1967 Ankara doğumlu olan Sergin Akpek, 1984 yılında Ankara Fen Lisesi'nden, 1991 yılında Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi'nden mezun oldu. Aynı yıl Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladıktan sonra 2007 yılına kadar aynı fakültede görev yaptı. Daha sonra Vehbi Koç Vakfı Amerikan Hastanesi'nde göreve başlayan Akpek, ağırlıklı olarak nöroradyoloji ve girişimsel radyoloji alanlarında çalışıyor. Türk Radyoloji Derneği, Türk Girişimsel Radyoloji Derneği ve Avrupa Girişimsel Radyoloji Derneği'ne üye olan Sergin Akpek uzun süredir Amerikan Hastanesi Radyoloji Bölüm Başkanı olarak görev yapıyor. Üç yıldır da Amerikan Hastanesi Medikal Direktörlüğünü yapan Akpek, bu görev kapsamında uluslararası hasta programını ve yurt dışı afiliasyonlarla bağlantılı iş birliği projelerini yürütüyor.

“Gerek radyolojide gerekse diğer klinik alanlarda yenilikleri her zaman yakından takip ediyoruz.”

Vehbi Koç Vakfı Sağlık Kuruluşları; Amerikan Hastanesi, Koç Üniversitesi Hastanesi, MedAmerikan Tıp Merkezi ve yeni açılan Bodrum Amerikan Hastanesi’nden oluşuyor. Bu hastaneler için klinik ve araştırma odaklı cihaz alım politikalarını, Vehbi Koç Vakfı Sağlık Kuruluşları Destek Hizmetler Direktörü Vedat Peker anlatıyor.

Yeni cihaz alımlarında hangi noktalara dikkat ediyorsunuz?

Vehbi Koç Vakfı Sağlık Kuruluşlarında cihaz alma sürecinde bizim için en önemli kriter kullanıcının, yani doktorlarımızın talepleridir. En küçük cihazdan en büyüğüne kadar, kullanıcının tercih ettiği ürünleri almaya çalışıyoruz. Ayrıca güncel teknolojiyi takip eden cihazları seçmeye özen gösteriyoruz. Zaten doktorlarımız da teknolojiyi yakından takip ettikleri için bizden en yeni cihazları talep ediyorlar. Bir başka önemli kriter de elbette cihazların uzun dönem maliyetlerinin uygun olması. Burada sadece satın alma maliyetinden değil, servis-bakım ücretlerinden, yedek parçalardan, sürdürülebilir süreçlerden de bahsediyorum. Bütün bu şartları sağlayan cihazları almayı tercih ediyoruz.

Vehbi Koç Vakfı Sağlık Kuruluşları olarak beş yıllık gelecek vizyonunuzda, özellikle cihaz anlamında ne gibi planlamalarınız var?

Aslında her zaman güncel cihazları kullanıyoruz. Maliyetleri yükselmiş, servis-bakım giderleri artmış, teknolojiyi takip etmeyen cihazımız zaten yok. Gerek radyolojide gerekse diğer klinik alanlarda yenilikleri her zaman yakından takip ediyoruz.

Rutin yenilemelerin dışında ise büyük cihaz yatırımları anlamında Koç Üniversitesi Hastanesi’nde Radyasyon Onkolojisi’nde büyüme planlıyoruz gelecek sene. Robotik Cerrahi’de de bir gelişme gündeme gelebilir.

Elbette yeni bölümler açıldıkça cihaz yatırımlarımız da devam edecek. Özellikle Koç Üniversitesi Hastanesi eğitime yönelik bir kuruluş olduğu için eğitim odaklı ekipman yatırımları da yapıyoruz. Bu noktada KUTTAM’dan da bahsetmek isterim. Koç Üniversitesi Translasyonel Tıp Araştırma Merkezi KUTTAM, biyomedikal cihaz üretimi konusunda ileri seviyede bilimsel araştırmalar yapmak ve Türkiye’de katma değeri yüksek, son teknoloji ürünü tıbbi cihazların ve yenilikçi ürünlerin üretimi konusunda üniversite-sanayi

iş birliğini en üst düzeye çıkarmak amacıyla faaliyet gösteriyor. Kâr amacı gütmeyen ve devletin de ciddi katkılarıyla hayata geçirilen KUTTAM’da da çok önemli cihazlar bulunuyor.

Bundan sonraki hedefleriniz ve yeni yatırımlarınız nelerdir?

Orta vadede Kadıköy’de hem ayakta hem de yatarak tedavi hizmeti veren bir hastane açmayı düşünüyoruz. Bunun dışında devam etmekte olan çalışmalarımız var. Örneğin kısa süre önce devraldığımız Bodrum Amerikan Hastanesi’nin ameliyathaneleri ve yoğun bakım servisleri 2019’da yenilenecek. Hastanenin diğer bölümleri zaten Kasım sonu itibarıyla faaliyete başlıyor. Koç Üniversitesi Hastanesi’nde de yatırımlarımız devam ediyor. Burada yıllara yayılan, sürekli gelişen, yeni bölümlerle güçlenen bir yapı var. ●

Vedat Peker kimdir?

İstanbul Teknik Üniversitesi mezunu olan Makine Yüksek Mühendisi Vedat Peker, Demirdöküm ve Ford’da çalıştıktan sonra 1995’te Vehbi Koç Vakfı Sağlık Kuruluşlarında Satın Alma Müdürü olarak göreve başladı. Halen Destek Hizmetler Direktörü olarak görevini sürdüren Peker, grup bünyesindeki hastanelerin Satın Alma, Lojistik, Biyomedikal, Güvenlik, Otopark ve Mağaza Yönetimi birimlerinden sorumlu bulunuyor.



Vehbi Koç Vakfı Sağlık Kuruluşları
Destek Hizmetler Direktörü Vedat Peker

Anjiyo-BT girişim odasında kombine embolizasyon ve ablasyon

Dr. Bruno C. Odisio'nin izniyle yayınlanmıştır, Girişimsel Radyoloji Bölümü, Texas Üniversitesi, MD Anderson Kanser Merkezi, Houston, Teksas, ABD

Hastanın hikâyesi

Dalakta kolorektal kanser metastazı olan 59 yaşında erkek hasta.

Tanı

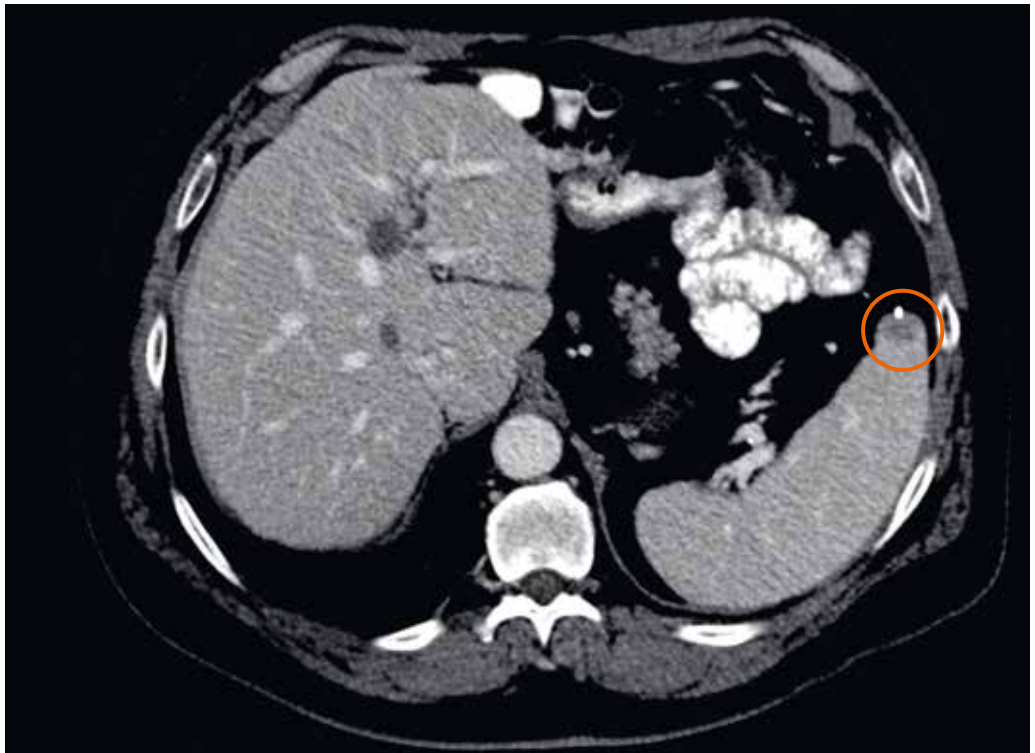
Daha önce karaciğerde metastatik kolorektal kanser tanısı konan hasta BT eşliğinde yapılan karaciğer ablasyonu ile başarılı bir şekilde

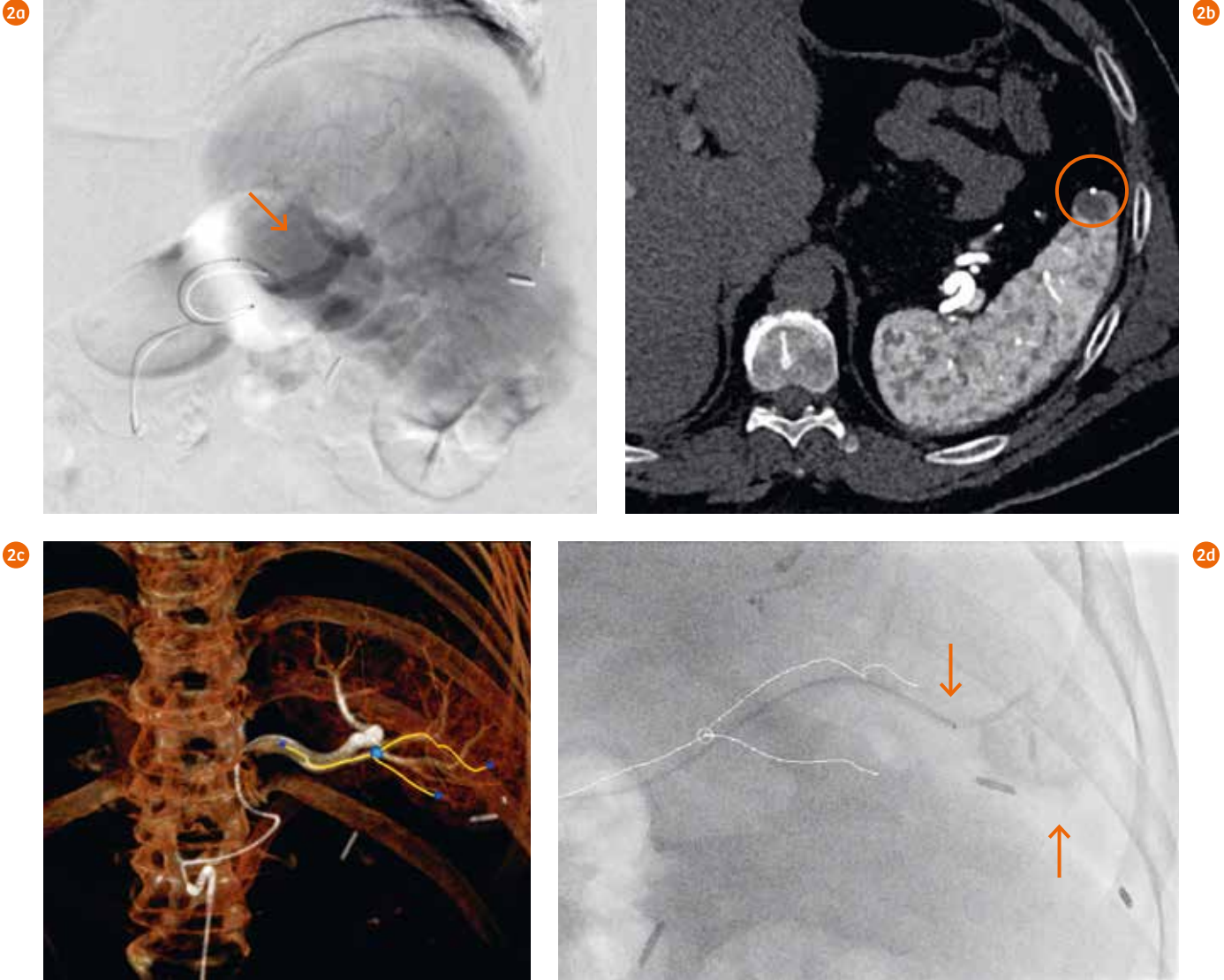
tedavi edilmişti. Dalağın superior tarafında 1.9 büyüklüğünde yeni bir metastaz bulundu (Şekil 1). Perkütan BT eşliğinde yapılan mikrodalga ablasyon ve kanama riskini azaltmak amacıyla tümöre giden besleyici damarların ablasyon öncesi süperselektif embolizasyonu ile tedavi edildi.

Tedavi

5F kateter ile çölyak artere, ardından da splenik artere 2.8F kateter ile femoral erişim sağlanarak splenik vaskülatör dijital substraksyon anjiyografisi (DSA) ile görüntülendi (Şekil 2a). Tümörü besleyen damarların haritasının çıkarılması için splenik arter içine kontrast uygulamalı

1 Dalağa metastazı gösteren diagnostik BT görüntüleme. Önceden tedavi edilen karaciğer metastazına dikkat ediniz.





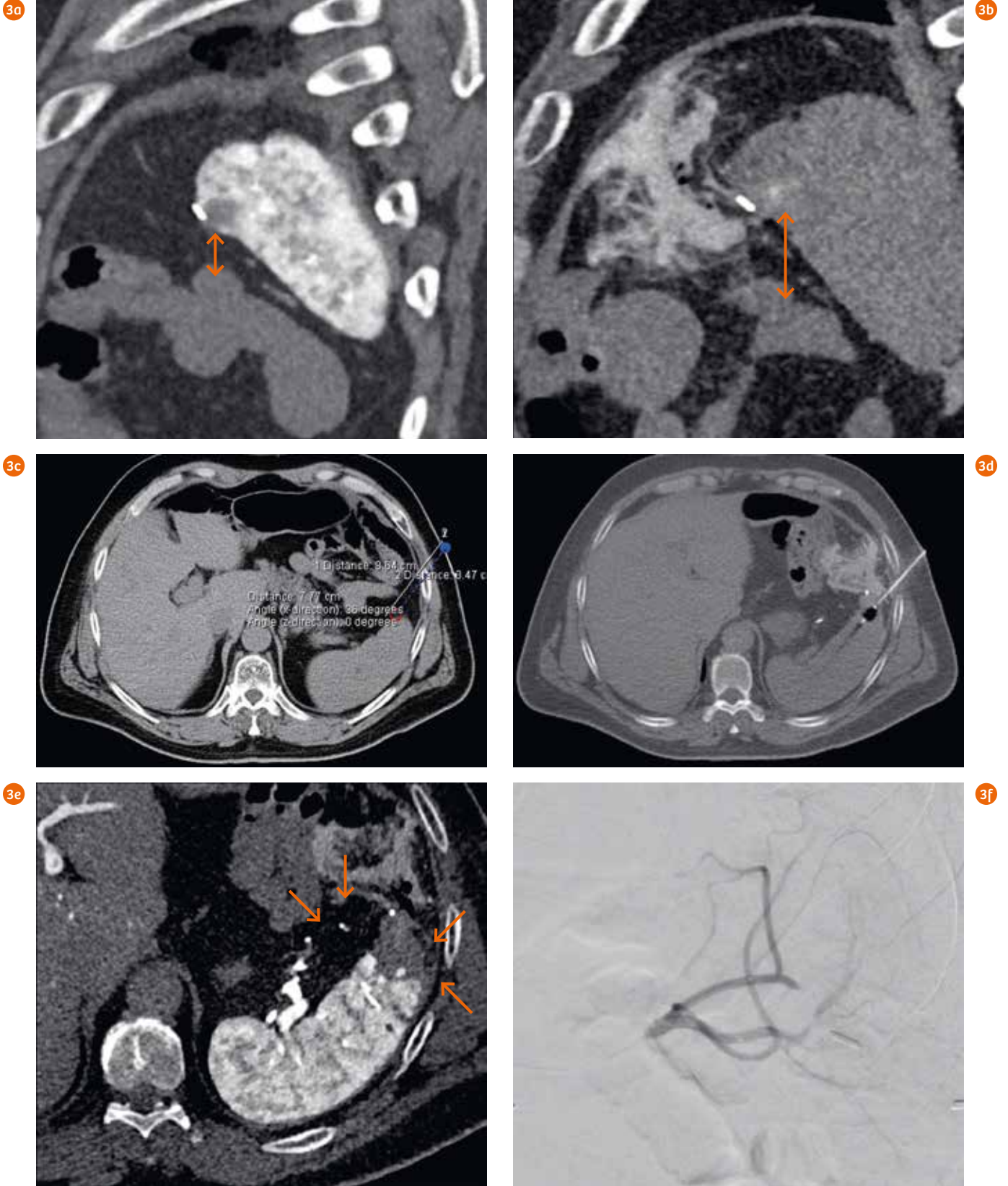
2 Ablasyon öncesi embolizasyon sırasında intraprosedürel görüntüleme. (a) Splenik vaskülatörü betimlemek için planar DSA görüntüleme. (b) Splenik lezyonu gösteren arter içi BT görüntüsünün aksiyel kesiti. (c) Tümörü besleyen damarların syngo Embolization Guidance paketi kullanılarak tanımlanması. (d) Embolizasyon noktasının floroskopik görüntüsü ve hem tümöre hem de arter içi BT'den bindirilmiş damar yoluna toplanan kontrast.

BT taraması yapıldı. Kontrast (Omnipaque 350) uygulaması 14 saniye süreyle, 3 mL/s hızında ve toplam 42 mL hacimle yapıldı. Arter içi BT'ye ait multiplanar yeniden formatlanmış (MPR) görüntüler hipovasküler tümörü ve planar DSA görüntülerde belirgin olmayan, hedef tümörü içeren splenik segmenti besleyen damarları açık bir şekilde gösterdi (Şekil 2b). Besleyici damarlar betimlendikten sonra, söz konusu alanı besleyen splenik arter dalının süperselektif kateterizasyonu başarıyla gerçekleştirildi ve potansiyel

ısı emme etkisini azaltmak amacıyla, hedef alınan besleyici dallar 900-mikronluk partiküller (Embozene) kullanılarak staz sağlanacak şekilde embolize edildi (Şekil 2c–2d).

Embolizasyonun ardından, BT eşliğinde mikrodalga ablasyon gerçekleştirildi. Genellikle dalak, ablasyon iğnelerinin sokulması ve çıkarılması sırasında kanamaya eğilimlidir. Bu nedenle, gerektiğinde anjiyografi altında kanamayı hafifletebilmek adına, ablasyon işlemi boyunca femoral erişim

sağlandı. Ablasyon iğnesi yolunu belirlemek amacıyla, öncelikle kontrastsız BT taraması istendi. Ablasyon problemlerinin yerleştirilmesinden önce, splenik fleksura kolondan ayrılarak perisplenik boşluğun hidrodiseksiyonu BT eşliğinde, 18-gauge iğne kullanılarak başarılı bir şekilde gerçekleştirildi (Şekil 3a–3b). BT eşliğinde iki mikrodalga anten yerleştirildi ve 10 dakika süreyle 65 W'ta ve maksimum sıcaklık 134 °C olacak şekilde mikrodalga ablasyon gerçekleştirildi.



3 Mikrodalga ablasyon sırasında intraprosedürel görüntüleme. (a)–(b) Hidrodiseksiyon öncesinde ve sonrasında dalak ve kolon arasındaki boşluğu gösteren enlemesine kesitler (c) Ablasyon probleminin yerleştirilmesi için BT görüntüleri üzerinde yolak planlamasını gösteren aksiyel kesit. (d) Ablasyon probunu gösteren aksiyel kesit. (e) Ablasyonun hemen sonrasına ait, ablasyon marjini vurgulayan arter içi BT ve (f) Ablasyonun hemen sonrasına ait, hiçbir kanama emaresi olmadığını doğrulayan DSA.



4 Splenik metastazın başarılı ablasyonunu gösteren takip BT görüntülemesi.

Siemens müşterileri tarafından burada tanımlanan sonuçlar kuruma özgü koşullarda elde edilmiştir. "Tipik" bir hastane bulunmadığı ve pek çok değişken (örneğin hastanenin ölçeği, olguların karmaşıklığı, BT benimsenme düzeyi) söz konusu olduğu için diğer kullanıcıların da aynı sonuçları alacağı garanti edilemez.

Ablasyon probleminin çıkarılmasından hemen sonra, hastada taşikardi ve hipotansiyon görüldü.

Dolayısıyla vazovagal reaksiyondan kaynaklanan herhangi bir kanama olasılığını hariç bırakmak için A DSA gerekti. Yine ablasyon prosedürünün sonuna doğru gerçekleştirilen arter içi kontrastlı BT, ablasyon marjinlerini doğruladı ve ablasyondan dolayı herhangi bir kanama olmadığını gösterdi (Şekil 3).

Takip görüntülemesi

Ablasyon ve preablasyon embolizasyonu aynı düzende hem anjiyografik hem BT görüntüleme ile başarılı bir şekilde gerçekleştirildi. 2 ay sonra yapılan takip görüntülemesi, kombine embolizasyon-ablasyon işleminin, rezidüel hastalık olmaksızın primer etkinliğini gösterdi. (Şekil 4). Hasta 11 ay boyunca hastalanmamıştır.

Yorumlar

Bu kombine embolizasyon ve ablasyon işlemi, aynı hasta masasının kullanıldığı bir BT tarayıcı (128 kesitli SOMATOM Definition Edge) ve bir flat panel C-kol anjiyografi sistemi (Artis Q, tavana monte) olan bir Anjiyo-BT odasında gerçekleştirildi; böylelikle bu iki modalite kullanılarak görüntüleme ve görüntüleme rehberliği avantajlarından yararlanıldı. Embolizasyon bir arter içi tedavidir ve bir anjiyografi odasında gerçekleştirilir; perkütan bir prosedür olan ablasyon ise geleneksel olarak BT veya ultrason görüntüleme kullanılarak gerçekleştirilir. Ama BT tarayıcı ve anjiyografi sisteminin bir arada kullanılması, bu iki prosedürü tek bir düzende, teknik ve görüntülemeye ilişkin bilgilerin karşılıklı olarak başarıyla etkileşmesini sağlayarak gerçekleştirmemize olanak verdi. Örneğin, anjiyografi görüntülemesi altında gerçekleştirilen embolizasyon

işlemi sırasında tümörü kapsayan splenik segmenti besleyen damarların isabetli bir biçimde saptanması için arter içi BT görüntüleme kullanıldı. Aynı şekilde, ablasyonun hemen ardından yapılan potansiyel kanama ve ablasyon marjini değerlendirmeleri, sırasıyla arter içi erişimle elde edilen DSA ve BT görüntüleme kullanılarak gerçekleştirildi. Bir güvenlik önlemi olarak, kritik yapıların ablasyonunu önlemek amacıyla BT eşliğinde hidrodiseksiyon gerçekleştirildi ve anjiyografik algılama ve olası kanamaların embolizasyonu için femoral erişim sağlandı. Özetle, BT ve anjiyografi sistemlerinin bir arada kullanılması, bu karmaşık kombine teknikleri mümkün kılmının yanı sıra, mevcut girişimsel tedavileri yeni bir boyuta taşıma potansiyeli de bulunuyor. ●

İletişim

Yu Deuerling-Zheng
yu.deuerling-zheng@siemens-healthineers.com

Difüzyon MRG'nin dünü ve yarını: Genel bir bakış

Difüzyon MRG geçtiğimiz 30 yıl içinde olağanüstü bir başarı kaydetti (Nisan 2018 itibarıyla Google Scholar'a "difüzyon MRG" hakkında 1.290.000'in üstünde giriş yapıldı). Difüzyon MRG'nin başlıca uygulama alanı nörolojik bozukluklar, özel olarak da akut inme hastalarının idaresidir. Bununla birlikte, Difüzyon Tensör Görüntüleme (DTI) nörolojik veya psikiyatrik bozukluklarda beyaz madde lif yapısındaki anomalileri ortaya çıkarabildiği için, kısa sürede beyin beyaz maddesinin araştırılması için de bir standart haline geldi. DTI ve varyantları, çarpıcı 3D renkli beyin konektivitesi haritaları çıkarılmasını da mümkün kıldı. Klinik ve araştırma açısından sahip oldukları bariz potansiyelin yanında, bu haritalar artık beyin beyaz maddesi üzerine anatomi ders kitaplarında (ki difüzyon MRI sayesinde çok renkli hale gelmişlerdir) yer alıyor ve sanat eserlerine konu oluyor. Geçtiğimiz birkaç yılda, Siemens Healthineers MRG tarayıcılarından elde edilen bu haritalar ISMRM katılımcılarının yıllık toplantılarında, otele giriş yaparken aldıkları anahtar kartlarına bile basıldı (bende de bunlardan çok sayıda var!). Bu, söz konusu tekniğin yerleştiğine ve kabul gördüğüne dair gerçek bir göstergedir!

Sanal biyopsi

Difüzyon MRG 1984'te, ilham verici bir hedefle tasarlandı: MR görüntüleri makroskopik (milimetrik) çözünürlükte kaldığı için, dokular hakkında mikroskopik düzeyde bilgi edinmek üzere non-invazif bir teknik, başka bir deyişle, bir tür sanal, non-invazif biyopsi kullanmak. Difüzyon MRG'nin icadının ötesinde, bu hedef benim ve dünyadaki pek çok ekibin bu güçlü konsepti geliştirme ve biyomedikal araştırmaya ve klinik pratiğe yansıtma yönündeki gayretlerinin itici gücü oldu ve olmaya devam ediyor. Difüzyon MRG, dokudaki su moleküllerinin difüzyonunun araştırılmasını içeriyor (MR difüzyon spektroskopisi kullanılarak başka moleküler kısımların difüzyonu da incelenebilir). Bu yöntemi anlamak için, su moleküllerini doku üzerinde bizim için mikroskopik ölçekte inceleme yapan ve Brown-tarzı hareketlerden kaynaklı yer değişimleri sırasında 'gördükleri şeylerin' difüzyon MRG sinyalinde iz bırakan casuslar olarak



Denis
Le Bihan

düşünebiliriz: lifler, makromoleküller, hücre zarları; onları serbestçe difüze olmaktan alıkoyan bütün engeller.

Elbette, bu mikroskopik bilginin her bir voksel için ortalama bir bilgi olduğunu akıldan çıkarmamak gerekiyor; fakat yine de her bir voksel içinde difüzyon sürecinin homojenlik veya heterojenlik derecesine dair bilgi edinmek mümkün.

Makroskopik çözünürlükteki görüntülerden doku mikrostrüktürüne ilişkin bilgi çıkarmaya yarayan bu konsept, klinik uygulamada son derece başarılı olduğunu kanıtladı, çünkü kontrast ajanlarına gerek duyulmaksızın, MRG de dâhil olmak üzere başka görüntüleme modalitelerinde bulunmayan üstün bir kontrast sağlıyor. Örneğin, iskemiyin hemen başında meydana gelen (sitotoksik ödem kaynaklı) beyin hücresi şişmesi, T1 veya T2'de algılanabilir herhangi bir değişikliğin yakalanabilmesinden çok daha önce, ancak difüzyon MRG ile ortaya çıkarılabiliyor. 1990'larda ilk olarak Michael Moseley'nin ekibince yapılan bu keşif, inmenin akut fazda objektif teşhisini ve trombolitik ajanların geliştirilmesini mümkün kıldı. Bu, akut inme hastalarının idaresine ilişkin görüşlerimizi tamamen değiştirdi ve dünya çapında pek çok hastanın klinik sonuçlarında iyileşme sağlanmasına yardımcı oldu.

Bununla birlikte, difüzyon MRG giderek artan bir şekilde, özellikle kanser olmak üzere geniş bir hastalık yelpazesini araştırmak için beyin dışında da büyük bir başarıyla kullanılıyor. Benim difüzyon MRG deneyimim de



Angela Clarke, MD

karaciğerde başlamış olduğu belki de pek bilinmez. 1980'lerin başında (o zaman nöroşirurji ve radyoloji alanlarında tıp asistanı ve nükleer ve temel parçacık fiziği doktora öğrencisiydim), MRG'nin karaciğer tümörlerini anjiyomlardan ayırt etmeye yarayıp yaramayacağına dair bir soruyla karşılaşmıştım. O zamanlar, MRG kontrast maddeleri klinik olarak mevcut değildi. Bir moleküler difüzyon ölçümünün solid tümörlerde moleküler hareket 'kısıtlaması' dolayısıyla düşük değerlerle sonuçlanabileceği, akan kanda ise difüzyonun biraz daha fazla olabileceği düşüncesi hemen belli belirsiz aklıma geldi. Stejskal ve Tanner'ın 1960'larda gerçekleştirdikleri öncü NMR çalışmasına dayanarak manyetik gradyan pulse'lar kullanılarak spesifik difüzyon kodlamasının başarıyla yapılabileceğini düşündüm fakat bu pulse'ları MRG sekansında kullanılan uzamsal kodlamada yararlanılan pulse'lara entegre etmek konusunda bir sorun vardı. Bu çok basit ve önemsiz bir konu gibi görünebilir, fakat doğrusu ciddi bir güçlükü. Kimi meslektaşlarım o zaman in vivo difüzyon görüntüleri elde etmenin bile mümkün olmadığını ve 1985 tarihli ilk (I)SMRM sunumumun bir artefaktlar derlemesinden ibaret olduğunu belirttiler. Devam edebilmek için bütün cesaretimi toplamam gerekti. Yaklaşımındaki yenilikçi unsur, difüzyon ölçümlerini lokalleştirilmeyi, yani dokudaki difüzyon katsayılarının haritalarını çıkarmayı öneriyor olmasıydı. Bu daha önce, özellikle de in vivo olarak, hiçbir teknikle yapılmamış bir şeydi. Çok heyecanlıydım ve yalnızca birkaç hafta içinde, bildiğimiz haliyle "difüzyon MRG" doğmuş, uygulanmış ve geçerlilik kazanmıştı. İlk difüzyon MRG makalelerimde (Radiology'de ve French Academy of Sciences bülteni, Comptes rendus'ta yayımlanmıştı) gradyan pulse'ların magnitudüne ve süresine dayanarak difüzyon ağırlıklandırma derecesini (T2 için TE gibi), difüzyon ile çoklu görüntüleme gradyan pulse'ları arasındaki çapraz koşulların varlığıyla kantifiye etmek için "b faktörü"nü (Stejskal ve Tanner tarafından elbette dikkate alınmamıştı), ADC konseptini, IVIM'yi (IntraVoxel Tutarız Hareket) ve halen difüzyon MRG'nin başarısının güvencesi olan bütün kavramsal ve teknik bileşenleri öne sürmüştüm.

Aslında hâlâ çözülmesi gereken pek çok teknik mesele vardı ve karaciğerde 0.5T'de gerçekleştirilen ilk denemeler çok cesaret kırıcıydı. Yöntem bir türlü gerçekten işe yaramıyordu. Bunun başlıca sebebi, respirasyon kaynaklı çok büyük hareket artefaktlarıydı (Japonya'dan Profesör Yamada ve ekibi, 1999'da karaciğer tümörleri ile anjiyomları ayırt etme fikrimin yanlış olmadığını kanıtlayan çığır açıcı bir makale yayımlayana kadar beklememiz gerekti).

Öncelikle, sinyal-gürültü oranı çok düşüktü. İkinci olarak gradyan donanımı, 8 ya da 10 mT/m'yi aşan güçlere ulaşmamıza nadiren izin veriyordu (bu da ancak çok büyük eddy akımı artefaktları pahasına oluyordu) ve b değerlerinin limiti 100 ya da 200 mm/s² civarındaydı. Üçüncüsü, hiç EPI

yoktu; yalnızca 2D FT spin eko sekansları vardı. Difüzyon kodlaması için gereken edinim süreleri çok uzundu (b değeri başına 10 dakikaya yakın) ve henüz solunum geçitmesi de olmadığından, bedensel hareketlerin neden olduğu hareket artefaktları felaketti. Ben de vazgeçtim ve hemen beyne geçtim; zaten uzmanlık alanım da oydu. Hastalar üzerinde araştırma yapmadan önce kendi beynimi ve bazı çalışma arkadaşlarımın beyinlerini taradım. Çok güzel işledi ve büyük başarıyla sonuçlandı: Difüzyon MRG yerleşmişti.

Güçlü gradyan donanımı büyük fark yaratıyor

Difüzyon MRG'nin klinik kullanıma girmesi biraz zaman aldı, çünkü elbette o zaman için çok yenilikçi ve alışılmışın dışında bir konseptti. Gelgelelim bugün, difüzyon MRG modern medikal görüntülemenin temel taşlarından biri. Bu yöntem 1990'larda, hareket artefaktlarını ve edinim sürelerini çarpıcı oranda azaltan EPI (Eko-Planar Görüntüleme) ile birleştiğinde klinik kullanıma uygun hale geldi. EPI güçlü gradyan donanımı gerektirir; akut inme hastalarının idaresi konusundaki potansiyelin ışığında, MRG üreticileri sağlık hizmetleri sektörü için sağlam ve etkin çözümler sağlamak üzere difüzyon EPI'yi geliştirdiler. Difüzyon MRG alanının, özellikle de mikroskobik difüzyon hareketlerinin etkin biçimde kodlanmasında en önemli bileşen olan gradyan donanımında meydana gelen iyileşmelerden elde ettiği faydalarla, son 30 yıl içinde hatırı sayılır bir evrim geçirmiş olduğu inkâr edilemez. Siemens Healthineers ekipleri, üstün Connectome Gradient sistemleri için ne kadar takdir edilse azdır. Bu tür bir donanım 100 ve hatta 300 mT/m'lik gradyan güçlerine izin veriyor ve böylece 20.000 s/mm² 'nin üstündeki b değerleri erişilebilir hale geliyor. 1980'lerde, b değerlerinin 30 yıl içinde 100 kat artacağını asla tahayyül edemezdim (b değerinin bir hisse senedi olmaması ne acı!).

Daha yüksek gradyan gücü konusundaki bu yarış masal değil. İlk olarak, teknik açıdan, verili herhangi bir b değeri için daha kısa TE'ler kullanılmasını sağlıyor. Ve bu da, vücut dokusu gibi, T2'si kısa olan dokular için bilhassa önemli olan sinyal-gürültü oranını, özellikle de yüksek alana giderken artırıyor. Gelgelelim, bundan daha da önemlisi, daha yüksek b değerlerine ulaşmamıza imkân tanıyor. Peki klinik ihtiyaçlar açısından bu neden önemli? Su moleküllerinin difüzyondan kaynaklanan yer değişimleri MRG sinyalinde uzamdaki manyetik alanda, manyetik alan gradyan pulse'ları dolayısıyla meydana gelen değişikliklerle kodlanıyor. Gradyan pulse'larının varlığında difüzyonun genel etkisi sinyal zayıflaması olduğu için MRG sinyali 'difüzyon ağırlıklı' hale geliyor. Sinyal zayıflaması büyük b değerleri kullanıldığında daha belirginleşiyor. Difüzyon ağırlıklı görüntüler de T1 ve T2 gibi başka parametrelere bağlı olduğundan, genellikle yalnızca difüzyona bağlı olan

“Post-processing, bu yöntemin faydalarından eksiksiz olarak yararlanmamıza ve sağladığı bilgi zenginliğine erişmemize imkân veren çok önemli bir adım.”

ADC'yi (Görünüşteki Difüzyon Katsayısı) hesaplıyoruz. ADC görüntülerden yalnızca 2 farklı b değeri kullanılarak elde ediliyor. Difüzyon serbest olduğunda (su molekülleri hiçbir şekilde engellenmediğinde), ADC b değerlerine bağlı olmuyor, bu yüzden b değerlerinin seçimi yalnızca, gürültünün varlığı göz önünde bulundurularak beklenen ADC değerleri aralığı için en iyi ADC isabetliliğini sağlamaya yöneliktir. Sözelimi, beyinde teorik olarak ideal b değeri çifti 0 ve 1000 s/mm² iken, çoğu vücut dokusunda tercih edilen değerler muhtemelen 0 ve 600 veya 800 s/mm² olacaktır. Difüzyon MRG kontrastını doku özelliklerine bu kadar duyarlı kılan bu olduğundan, çoğu dokuda difüzyon, su difüzyonunun önüne geçen pek çok engelden dolayı neyseki Gaussian olmayan bir hal alıyor. Bunun bir sonucu olarak, b değeri artınca difüzyon güdümlü sinyal zayıflamasının miktarı azalıyor. Bir başka deyişle, ister beyinde ister vücutta olsun, yüksek b değerleri kullanıldığında ADC değeri düşüyor. Kısaca, b değerleri ne kadar yüksekse, difüzyon görüntüleri doku mikrostrüktürü özelliklerine o kadar duyarlı oluyor. Gaussian olmayan difüzyonun bir sonucu olarak, literatürde ya da çoklu-merkezli çalışmalar söz konusu olduğunda, merkezler arasında anlamlı karşılaştırmalar yapabilmek için, veriler elde edilirken kullanılan değerlerin belirtilmesi önemlidir.

Traktografi de yüksek b değerlerinden büyük fayda görüyor. Kimi dokularda, özellikle beyin beyaz maddesinde, ama aynı zamanda da kalp/kas liflerinde difüzyon 'anizotropiktir'; difüzyon duyarlılığını sağlamak için kullanılan gradyan pulse'larının yönüne fazlasıyla bağlıdır. Anizotropik difüzyonun uygun şekilde ele alınması için 1990'ların başında Peter Basser ile birlikte sunmuş olduğumuz difüzyon tensör görüntüleme (DTI) yöntemi gerekiyor. Vokselleri kendi difüzyon özelliklerini esas alarak bağlantılandıran algoritmalarla birlikte, DTI ve varyantları, ortaya çıkışlarından itibaren beyin beyaz maddesi traktografisi için bir temel görevi üstleniyor. Yüksek b değerlerine geçmek non-aksonal su difüzyonunun MRG sinyali difüzyonuna olan katkısını azaltarak lif belirlemede daha yüksek bir spesifikliği ve çözünürlüğü mümkün kılıyor.

Aslında, yalnızca b değerlerinin değil, difüzyon kodlaması için kullanılan gradyan pulse'ların tam zamanlamalarını ('difüzyon süresini' belirleyen budur) bildirmek de önemli, zira

b değeri sabitken, farklı zaman profilleri farklı etkilere yol açabiliyor. Bunun nedeni, difüzyon süreleri kısa değil de uzun olduğunda, su moleküllerinin dokuların mikroskobik özellikleri ile etkileşim ihtimalinin daha yüksek olması. Dolayısıyla, aynı b değerleri ile kısa ve uzun difüzyon süreleri kullanılarak elde edilen ADC değerlerini kıyaslamak bize doku mikrostrüktürü hakkında fazladan bilgi sağlıyor. Beyinde, örneğin NODDI ve CHARMED modelleri, hücrel bileşenler (hücre gövdesi, dendritler) arasında ayırım yapmak ya da boyutlarını değerlendirmek için zamana bağımlılıktan faydalıyor (mesela aksonal çap). Kısa difüzyon süreleri, yeterince yüksek b değerlerine ulaşabilmek için çok güçlü gradyanlar gerektiriyor. Bunu yapmak için, uygulamada difüzyon gradyan pulse'ları hızla dalgalandırılıyor ve Pulsed Gradient Spin-Echo sekansı (PGSE) Oscillating Gradient Spin-Echo sekansına¹ (OGSE) dönüşüyor. Bugüne kadar OGSE'ye erişim, son derece güçlü gradyan sistemleri ile donatılmış (1 ve hatta 2 T/m²'ye ulaşan) preklinik MRG tarayıcıları ile çalışan araştırmacıların sahip olduğu bir ayrıcalıktı. Artık, Siemens Healthineers'ın gelişmiş MAGNETOM Prisma MRG tarayıcıları ile OGSE hem klinisyenlerin hem de hastalarının hizmetine sunuluyor. Kısa ve uzun difüzyon sürelerindeki ADC değerlerini kıyaslamak selülarite ve zarın su geçirgenliği (akuaporin reseptörlerinin ekspresyonu ile ilgili olarak mesela) bakımından dokular arasındaki farklılıkları ortaya çıkarabiliyor. Bu da onkolojide malign lezyonların teşhisi ve derecelendirilmesi ya da tedavinin etkinliğinin izlenmesi açısından çok büyük bir potansiyel sunuyor.

Görüntü edinmenin ötesinde: Genişleyen veri işleme dünyası ve yapay zekâ

b değeri spektrumunun diğer ucunda difüzyon MRG'nin dikkatten kaçırılmaması gereken bir yan ürünü bulunuyor: IVIM² (IntraVoxel Incoherent Motion) MRG. Rastlantısal yönelimli kılcal damarlardaki kan akışı (voksel düzeyinde) rastgele hareket özelliği (psödodifüzyon) gösteriyor ve bu da difüzyon MRG kullanıldığında psödodifüzyon etkisi doğuruyor. Bu etkinin çok düşük b değerlerinde görülmesinin tek nedeni, kan akışı ile ilişkili olan psödo-difüzyon katsayısı D*'nin su difüzyonu katsayısından daha yüksek olması. Dolayısıyla gerçek difüzyon ve psödo-difüzyon, atanmış

¹ Bu makalede sunulan kavram ve bilgilerin bazıları araştırmaya dayalıdır ve ticari satışta değildir.

² Geliştirme aşamasında ürün. Bu ürün henüz geliştirme aşamasındadır ve ABD'de ve başka ülkelerde satışta değildir. Gelecekte satışa sunulacağı da garantisi edilemez.

"Hassas tıp çağında hastalarımıza bireysel ya da kişiye özel teşhis stratejileri sağlamak açısından bu bilgi son derece yararlı olacaktır."

algoritmalar kullanılarak ayrıştırılabilir. Perfüzyon görüntüleri elde etmek için difüzyon MRG kullanma fikri tartışmalı, fakat aynı zamanda çıkarıcı bir fikir olarak görüldü ve IVIM MRG klinik uygulamada doku perfüzyonunun değerlendirilmesinde, özellikle de kanser görüntüleme alanında, görkemli bir rönesans yaşıyor. IVIM difüzyon MRG'nin başlıca özelliklerinden biri, kontrast ajanları gerektirmiyor olması. Bu da, Nefrojenik Sistemik Fibroz (NSF) riski taşıyan böbrek yetmezliği olan ya da beyin dokusunda gadolinyum birikebileceği için birden çok MRG muayenesi gerektiren hastalar gibi kontrast ajanlarına kontrendike olan bazı hastalarda kontrastlı perfüzyon MRG'ye ilginç bir alternatif olabileceği anlamına geliyor. Fakat IVIM MRI'nin biraz zorlayıcı bir yöntem olduğunu unutmamak lazım, zira perfüzyon ve difüzyonu ayırmak için yüksek sinyal-gürültü oranları gerekiyor.

Çok yönlü MRG donanım ve sekanlarının kullanılır hale gelmesiyle birlikte, dokuda meydana gelen difüzyon süreçlerine ilişkin kavrayışımız bakımından önemli aşamalar kaydedildiği ve ortaya sofistike modellerin çıktığı inkâr edilemez. Yalnızca MRG bağlamında tanımlı olan T1 ve T2'nin aksine difüzyon, dokuda doğal olarak meydana gelen özgün bir fiziksel süreçtir. Bu nedenle, post-processing, bu yöntemin faydalarından eksiksiz olarak yararlanmamıza ve sağladığı bilgi zenginliğine, ham difüzyon-ağırlıklı görüntülerde ve hatta 'basit' ADC'de görülmesi kolay olmayan bilgilere erişmemize imkân veren çok önemli bir adım.

Post-processing aşamasında, görüntülerdeki sinyaller, algoritmalar kullanılarak birleştiriliyor ve matematiksel ve fiziksel difüzyon modelleri kullanılarak değerlendiriliyor. Popüler kürtosis modeli gibi bu modeller, Gaussian olmayan difüzyonu ele almak için tasarlandı. Son olarak, model çıktıları parametrelerin doku ve organlardaki araçlarını, aynı zamanda da heterojenliğini gösteren bir dizi parametrik haritaya dönüştürülüyor. Difüzyonla ilişkili bu parametreler tahmin edildikten sonra, herhangi bir b değerinde elde edilebilecek olan, kontrastı taklit eden a posteriori sanal difüzyon-ağırlıklı görüntüler oluşturmak da mümkün oluyor. DTI görüntülerinden beyin bağlantılarının 3D haritalarını, aynı zamanda da akson lif çapı veya

oryantasyon tutarlılığına dair bilgiler de sağlayan post-processing'in traktografinin kilit taşı olduğu aşikâr. Post-processing yazılımının bir başka önemli hedefi de ham verileri 'temizlemek', organ hareketlerinden etkilenen görüntüleri yeniden hizalamak, gradyan pulse'larının neden olduğu geometrik bozulmaları düzeltmek ya da arka plan gürültüsünden anlamlı sinyaller çıkarmak. Özetle post-processing, IVM ve difüzyon MRG'nin faydalarından eksiksiz olarak yararlanmanın anahtarı oluyor. Fakat modelin karmaşıklığının klinik uygulamaya engel teşkil etmemesi gerekiyor. Difüzyon MRG kullanıcı-dostu kalmalı ve klinisyenlere hastalıkları değerlendirmek için ihtiyaç duydukları bilgileri sağlamalı. Örneğin, IVM, ADC veya kürtosis gibi yorumlanması kolay olmayan birkaç parametreyi ayrı ayrı analiz etmek yerine, yazılım bu devasa miktarda bilgiyi sindirebilir ve teşhis ve lezyon safhasını da kapsayan yarı-otomatik lezyon analizleri sağlayabilir (endeksler ya da skorlar üzerinden). Son kararlar, elbette klinisyenlerce verilecek. Difüzyon MRG alanında yapay zekâ işte burada devreye giriyor.

Sözgelimi, her parametrenin benign ve malign doku ayrımı yapmak için belli bir eşiği olabilir. Bu parametreler birleştirilerek, maligniteyi destekleyen parametrelerin sayısına dayalı bir özel diagnostik skor verebilir. Teşhis sağlayan fakat aynı zamanda lezyonların hangi alanlarında malignitenin en yüksek düzeyde olabileceğini gösteren ve böylelikle en uygun biyopsi lokasyonlarını öneren skor haritaları oluşturulabilir. Fakat aynı zamanda Bayes yaklaşımını kullanan alternatif bir yöntem de her bir parametre değerini nüfusa dayalı istatistiklerle tartarak her bir doku tipi için (malign veya benign; ya da malignite tipleri gibi) genel bir probabilitate sağlamak. Bir diğer yaklaşım ise, incelenmiş bir dokunun (altta yatan doku mikrostrüktürüne olan duyarlılıkların daha yüksek oluşu dolayısıyla seçilmiş bir dizi sınırlı b değeri ve/veya difüzyon süresi kullanılarak elde edilen bilgiler) difüzyon MRG sinyal profilinin bir veritabanına ya da 'özel' sinyal profili kitaplığına olan 'proksimitesinden' ya da benzerliğinden özel bir endeks hesaplamaktır. Veritabanındaki profiller, belli bir organda yerleşik malign ve benign dokusu olan bir referans hasta kohortundan elde edilir ya da karmaşık modeller kullanılarak simüle edilir.

Siemens müşterileri tarafından burada tanımlanan sonuçlar kuruma özgü koşullarda elde edilmiştir. "Tipik" bir hastane bulunmadığı ve pek çok değişken (örneğin hastanenin ölçeği, olguların karmaşıklığı, BT benimsenme düzeyi) söz konusu olduğu için diğer kullanıcıların da aynı sonuçları alacağı garanti edilemez.

Bu 'özel indeks' ile son derece isabetli teşhis ya da doku derecelendirmesi, herhangi bir model parametresini hesaplama gerekliliği olmaksızın kolaylıkla ve otomatik olarak elde edilebilir. Bu özel değer daha spesifik özellikleri ortaya çıkaracak şekilde, sözgelimi, meme kanseri lezyonlarında Her2 ve PgR hormon reseptörlerinin varlığı ya da yokluğu gibi radyogenomik bio-marker'lara ilişkin bir tahminde bulunmak üzere de ayarlanabilir. Hassas tıp çağında hastalarımıza bireysel ya da kişiye özel teşhis stratejileri sağlamak açısından bu bilginin son derece yararlı olacaktır.

Ümit vaat eden bir gelecek

Başka bir uygulamada, hızlı akıştan yüksek IVIM psödodifüzyonu gösteren vokseller de işaretleniyor ve sonra traktografide kullanılanlara benzer algoritmalar yardımıyla bağlanarak kontrast ajanlarına gerek kalmaksızın tamamen yeni bir IVIM tabanlı anjiyogram türü oluşturuluyor. Difüzyon MRG sinyalinde büyük bir bilgi zenginliğinin saklı olduğunu kabul etmek gerekiyor. Dolayısıyla bu hazineden en iyi şekilde yararlanabilmek üzere yeni fikirler, yöntemler ya da algoritmalar geliştirmek gerçekten bizim hayalgücümüze kalmış. Örneğin, difüzyon MRG'nin hücre boyutunda meydana gelen ufak değişikliklere (şişme gibi) aşırı duyarlılığı, onu fonksiyonel MRG için tamamen yeni bir yaklaşım haline getiriyor, çünkü nöral aktivasyon, hücre şişmesi ile ilişkilidir (nörovasküler eşleşme ilkesine dayanan BOLD fMRI'dan çok daha doğrudan bir bağlantı). Dahası, difüzyon MRG'nin doku mikrostrüktürü ile ayrılmaz bir şekilde bağlantılı olduğunu düşündüğümüzde, difüzyon MRG'nin doku elastisitesi hakkında bilgi sağlayabilecek olması bizi şaşırtmamalı. Gerçekten de difüzyon nitelikleri, özellikle de yukarıda belirtilen sentetik endeksler üzerinden, karaciğerde olağanüstü bir isabetlilikle ve vibrasyon cihazlarına ya da konvansiyonel MR Elastografide (MRE) kullanılan faza duyarlı MR sekanslarına gerek olmaksızın, doku kayması sertliğine (shear stiffness) (kPa cinsinden) başarılı bir şekilde kantitatif olarak dönüştürülebildi. Karaciğer fibrozunun derecelendirilmesinde difüzyon MRG yoluyla gerçekleştirilen sanal MRE kullanımı olanaklarına ilişkin araştırmalar halen devam ediyor. Ne gariptir ki şimdi kendimi 30 yıl önce olduğum yerde, ama bu sefer çok daha büyük bir başarıyla ve o zamanlar hayal bile edemeyeceğim, beklenenin tamamen dışında bir yöntem değişikliği ile (en azından difüzyon MRG konusunda) karaciğerde difüzyon MRG denemeleri yaparken buluyorum. Üstelik, mekanik vibrasyonların neden olduğu shear dalgalarının çoğaltılmasından ileri gelen intravoksel faz dispersiyonu IVIM etkisiyle her organ için her türlü vibrasyon frekansı ya da amplitüdü kombinasyonu için sanal elastogramlara benzetilebiliyor ve dönüştürülebiliyor. Bu, konvansiyonel MRE donanımı ile başarılması zor bir iş

ve şaşkınlıkla keşfetmiş olduğumuz üzere, karaciğerde, memede ve beyinde yeni ve heyecan verici bir kontrast ortaya çıkardı.

Difüzyon MRG'nin hastanelerde rutin klinik sahaya girmesi, bir fikir olarak doğuşundan itibaren, 10 yıl sürdü. İlk DTI makalelerinden traktografinin beyinde genel olarak kullanılmaya başlamasına dek 10 yıl daha, IVIM'in klinik olarak vücuttaki perfüzyonun değerlendirilmesinde kullanılması için ise belki 20 yıl daha geçmesi gerekti.

Difüzyon MRG kesinlikle zihin açıcı bir etki yarattı. Moleküler difüzyonun kendine göre bir 'ömrü' var ve halen hücre fizyolojisini, doku strüktürünü ve en nihayetinde yaşamı araştırmak için kullanabileceğimiz güçlü ve gerçekten multidisipliner bir konsept olarak elimizin altındaki varlığını sürdürüyor. Neticede, bütün biyolojik süreçlerde DNA replikasyonu, protein transkripsiyonu, protein ve enzim aktivitesi, zarlar arası taşınma ve çok daha fazlası için moleküllerin etkileşimi gerekiyor. Bununla birlikte, moleküllerin etkileşime girebilmeleri için öncelikle karşılaşmaları gerekiyor ve difüzyon, doğanın ve evrimin bu amaç için yararlandığı evrensel bir süreç. Bir anlamda, difüzyon oranları yaşamın hız sınırını belirliyor; tıpkı ışık hızının fiziksel dünyanın sınırını belirlemesi gibi. Difüzyon MRG'nin önünde parlak bir gelecek var ve bu süreç Siemens Healthineers ekiplerini önümüzdeki yıllarda epeyce meşgul etmeyi sürdürecektir. Bu ekipler büyük ümit vaat eden inovasyonlarını MRG tarayıcılarına entegre ederek sağlık hizmetleri sektörü profesyonellerine ve hastalara fayda sağlayacak. ●



Denis Le Bihan



Başkent Üniversitesi Hastanesi cihaz parkını yeniledi

Güncel teknolojileri kullanarak hastalarına en iyi hizmeti sunmayı ilke edinen Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi, Adana ve Konya Hastaneleriyle birlikte, radyolojik cihaz parkını geçtiğimiz günlerde yeniledi.

Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi'nin geçmişi, Türkiye Organ Nakli ve Yanık Tedavi Merkezi Vakfı tarafından 1982 yılında başlatılan sağlık çalışmalarına dayanıyor. Bugün 70'i yoğun bakım olmak üzere merkezde 340 yatak, Ayaş Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Merkezi'nde 90 yatak ve Yaprıcak Psiko-Sosyal Rehabilitasyon Merkezi'nde 71 yatakla, toplam 501 yatak kapasitesiyle hizmet veren hastane, modern ve teknolojik yapıyla desteklenen laboratuvarı, görüntüleme üniteleri ve ameliyathaneleriyle öncü bir tanı ve tedavi merkezi olarak faaliyetlerini sürdürüyor.

14 ameliyathanesiyle 24 saat kesintisiz hizmet veren Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi'nde, gününbirlik ayakta hastaların servise alınmadan kabul edildiği bir ünite de bulunuyor. Bu ünite ayrıca 4 yataklı gözlem odasıyla da destekleniyor.

Organ Nakli Merkezi, Tüp Bebek Merkezi, Genetik Hastalıklar Tanı Merkezi ile buna bağlı olarak Ayaş Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Merkezi, Yenikent Diyaliz Merkezi, Yenikent Semt Polikliniği, Ümitköy Semt Polikliniği ve Ümitköy Diyaliz Merkezi'yle Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi, şehrin farklı lokasyonlarında hastalara hizmet sunuyor.

Hasta ve hasta yakınlarının ihtiyaçlarını en üst seviyede karşılayabilecek hizmeti sunma misyonuyla çalışmalarını sürdüren Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi, sağlık hizmetleri konusunda diğer kuruluşlara örnek olacak düzeyde mükemmeli yakalayarak büyüme vizyonunu benimsiyor.

Hastane, organizasyon yapısı içinde ekiplerin mükemmelliği ile bireysel mükemmelliğin birleşmesine odaklanan yaklaşımı sayesinde her zaman başarılı çalışmalara imza atıyor ve ülke genelinde sağlıkla ilgili referans alınan merkezler arasında yer alıyor.



Sürekli gelişim için yeni cihaz parkı

Güncel teknolojileri kullanarak hastalarına en iyi hizmeti sunmayı ilke edinen Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi, Adana ve Konya Hastaneleriyle birlikte, radyolojik cihaz parkını geçtiğimiz günlerde yeniledi. Bu süreçte Siemens Healthineers çözümlerini tercih eden hastane, X-Ray'den MR'a, BT'den cihaz yazılımlarına kadar pek çok noktada en gelişmiş ürünleri sistemine dahil etti.

SOMATOM go.ALL

Lansmanı RSNA 2017'de yapılan SOMATOM go.ALL Bilgisayarlı Tomografi (BT) sistemi Türkiye'de ilk olarak Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi'nde kuruldu. Sisteme entegre olan Kalay Filtre, Stellar Dedektör teknolojileri ve düşük kV'da yüksek mA prensibine elverişli tüp-jeneratör ünitesi sayesinde, ultra düşük dozda ve yüksek hızda koroner anjiyo çekimleri dahil olmak üzere tüm çekimler gerçekleştirilebiliyor. Sistem, tablet teknolojisi sayesinde Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi'nde mobil iş akışı konseptini hayata geçirdi ve bu sayede hastayla kullanıcı arasındaki iletişim artırıldı.



teamplay

teamplay, doz yönetimi uygulaması sayesinde radyolojiye ait ürünlerin kullanım dataları, doz bilgileri ve çalışma süreleri hakkında bilgiler sunuyor. Sistemleri gerek doz gerekse görüntü kalitesi açısından standardize etmek için kuruma özel referans doz değerleri belirlendikten sonra, teamwork bu eşik değeri aşan çekimleri raporluyor. Cihazlara özel kullanım dataları sayesinde, X-ışını içermeyen sistemlerde de optimizasyon sağlanıyor.

SOMATOM Force

Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi'nde kullanılan SOMATOM Force cihazı bugüne dek 200'den fazla bilimsel makaleye konu oldu. Kendi segmentindeki en üstün sistemlerden biri olan bu görüntüleme cihazının en yeni versiyonu, sağlık kuruluşlarının hassas tıbbı giden yolda bir sonraki adımı atmalarına yardımcı oluyor.



Multix Fusion Max

Her türlü radyolojik çekimin yapılmasına imkan veren, ihtiyaçlara uygun konfigürasyon özellikleriyle güvenilir ve kaliteli görüntüye hızlı erişim sağlayan Multix Fusion Max cihazı, Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi Radyoloji Bölümü'nün vazgeçilmezleri arasında yer alıyor.



Mobilett Mira Max

Mobil bir X-Ray cihazında ihtiyaç duyulabilecek bütün özellikleri içeren Mobilett Mira Max, kompakt dizaynı, üstün erişim özelliği, hareket kabiliyeti, kablosuz dedektör teknolojisiyle Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi'nde radyoloji iş akışlarınızı kolaylaştırıyor.

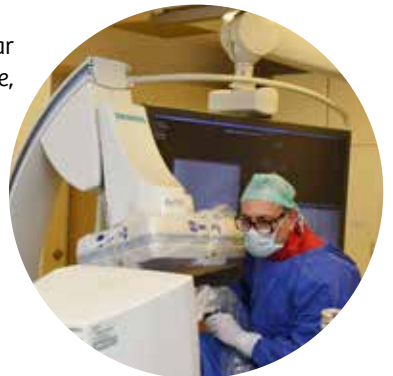


Cios Connect

Her türlü ameliyathane koşulunda kullanılabilen mobil C-kol cihaz Cios Connect sağlam yapısı, işlevselliği ve üstün görüntü kalitesiyle ameliyatlarda tercih ediliyor.

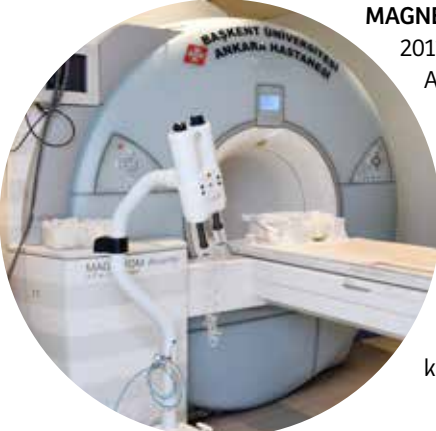
Artis zee

Sistem, otomatik filtreleme teknolojisi ile hasta boyu, kilosu gibi verilere ihtiyaç duymaksızın, başta çocuk hastalar olmak üzere farklı hasta tiplerinde, görüntü kalitesini bozmadan en düşük dozu ayarlıyor. Ayrıca, X-ışını tüpünde bulunan flat emitter teknolojisi ve tüpün çok yüksek akımlara ulaşabilme yeteneği sayesinde tüm hastalarda mükemmel görüntüleme elde ediliyor. ●



MAGNETOM Avanto

2013 yılında MAGNETOM Avanto sistemini kuran Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi, 2018 yılında da sistemin en güncel yazılım ve donanım seviyesine ulaşması için Dot Upgrade ile yeni nesil yazılımları kullanabilir hale geldi.



“Hasta hizmeti, tıp eğitimi, uzmanlık öğrencisi eğitimi ve araştırmalar bazında önemli bir altyapı güncellemesi gerçekleştirdik.”



Başkent Üniversitesi Radyoloji
Ana Bilim Dalı Başkanı
Prof. Dr. Muhteşem Ağildere

Başkent Üniversitesi Radyoloji Ana Bilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Muhteşem Ağildere, radyolojinin geleceğine ilişkin görüşlerini ve beklentilerini Siemens İnovasyon okurlarıyla paylaştı. Prof. Dr. Ağildere aynı zamanda, Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi’nde kısa süre önce gerçekleştirilen görüntüleme cihazları yatırımı hakkında görüşlerini paylaştı.

Radyolojinin dünyada ve Türkiye’de önümüzdeki 10 senesini nasıl değerlendiriyorsunuz?

Bu soruya dünya ve Türkiye ölçeğinde birlikte cevap vermekte fayda var. Son 25 yılda Türkiye’de radyoloji alanında bilimsel gelişme, hizmet ve eğitim anlamında önemli değişiklikler oldu. Ülkemiz radyolojiye ilişkin belli konularda gerek global gerekse bölgesel anlamda ön plana

çıktı. Bilimsel alan, eğitim ve hizmet çalışmaları ile ayrılmaz bir bütündür ve bunların merkezinde de “kalite” yer alır. Hem dünyada hem de ülkemizde geçtiğimiz yüzyıl daha çok üretim ve rekabete dayanan bir dönem oldu. İçinde bulunduğumuz yüzyıl ise aynı zamanda kalite anlamında hızın da ön plana çıktığı bir dönem olacak gibi görünüyor. Dolayısıyla şimdiye kadar elimizde bulunan yöntemlerin birleştirilmesi, biraz daha farklı kullanılması gerekiyor. Büyük Veri’nin iyi yorumlanması, iyi değerlendirilmesi önem kazanıyor. Tedavilerin kişiselleştirilmesi, teşhislerin de kişiselleştirilmesini gerektiriyor. Bu anlamda değişik morfolojik ve fonksiyonel görüntüleme yöntemleri, kişisel hastalığın özelliklerinin tanınması ve teşhis edilmesi noktasında ön plana çıkıyor. Bu aşamada MR Fingerprinting ve Multiparametrik Prostat MR gibi yöntemler tabii ki daha çok kullanılacak; bunlara yeni yöntemler de eklenecek. Hücre hedefli tedaviler, kişiye özel tedaviler, özellikle fonksiyonel görüntüleme ve girişimsel radyolojide tedavi yöntemlerinin daha da geliştirilmesini zorunlu hale getiriyor.

Yapay zekanın ön plana çıkması, radyologları ilgilendiren bir başka önemli konu. Akıllı sistemler raporların daha standart ve klinik rehberlere uyumlu hale gelmesini sağlayacak. Bütün bunlar radyoloğun sorumluluğunu artırırken işini de bir anlamda kolaylaştıracak. Yapay zeka ürünleri radyoloğun önemli yardımcı unsurlarından biri haline gelecek.

Tıp eğitiminde de radyoloji çok daha fazla ön plana çıkacak. Çünkü interaktif vaka bazlı öğrenme biçimleri, görsel materyallerin daha fazla kullanılmasını ve radyolojinin tıp eğitimine daha fazla girmesini gerektiriyor. Ülke olarak hem dünya ile bütünleşmiş yapımız hem de kendi geliştireceğimiz çalışma ve projelerle yukarıda sözünü ettiğimiz konuların gerek ülkemize adaptasyonunda gerekse geliştirilmesinde önemli aşamalar kaydedeceğimizi umuyorum.

Başkent Üniversitesi olarak görüntüleme anlamında gelecekle ilgili projeleriniz nelerdir?

2018 yılı içerisinde Başkent Üniversitesi Ankara, Adana ve Konya Hastanelerinde radyoloji cihaz parklarında Siemens Healthineers'ın da katkılarıyla önemli değişiklikler yapıldı. Ankara Hastanesi'ne, çok kesitli çift dedektörlü SOMATOM Force BT cihazının yanında, ülkemizde ilk defa SOMATOM go.All tomografi cihazı kazandırıldı. Bunun yanında 12 syngo. via server iş istasyonu okuma odamıza kazandırıldı ve 3 okuma odamızda 14 rapor ünitesi geliştirildi. Ultrasonografi cihazlarımıza ACUSON S2000 model bir cihaz daha eklenerek ünite sayımız 7'ye çıkarıldı. Bir adet Multix Fusion Max X-Ray cihazı ve bir adet Mobilett Mira Max mobil X-Ray cihazıyla bölümümüz tamamen dijitalleştirildi. Ek olarak Adana'da 3T MAGNETOM Skyra MR cihazı bütün güncel yazılımları ile birlikte ünitemize kazandırıldı. 1.5 T cihazımız ise MAGNETOM Avanto fit olarak güncellendi. Adana Araştırma ve Uygulama Merkezi'mizin cihaz parkında Multix Fusion Max dijital X-Ray cihazı ilave edildi. Konya Araştırma ve Uygulama Merkezi'mize de 1.5T ADMIRE MR cihazının yanı sıra Mammomat Inspiration dijital mamografi cihazı kazandırıldı. Bu çerçevede Başkent Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalımız, uygulama merkezleri ile birlikte gerek hizmet, gerekse tıp eğitimi, uzmanlık öğrencisi eğitimi ve araştırmalar bazında önemli bir altyapı güncellenmesini tamamladı.

Başkent Üniversitesi bunun yanı sıra "üniversite-sanayi iş birliği" çerçevesinde Siemens Healthineers ile yaptığı iş birliklerine, Ankara Kalkınma Ajansı ile birlikte yenisini ekleyerek Baskent University Center of Health Innovation (BUCHI) araştırma merkezini yapılandırdı. Başkent Üniversitesi, Orta Doğu Teknik Üniversitesi, ODTÜ Teknokent ve Bilkent Üniversitesi iş birlikleri, üniversite-sanayi iş birliği alanlarında altyapının oluşturulmasında önemli kazanımlar olarak bu yıl içerisinde ön plana çıktı. Uluslararası alanda Kazakistan'da Semey Devlet Üniversitesi Tıp Fakültesi ile Radyoloji Ana Bilim Dalı'nın da görev aldığı bir iş birliği geliştirildi. Tabii bütün bu gelişmeler ve cihaz parkının yenilenmesi, dünyada ve ülkemizde beklenen gelişmeler önemli bir altyapı ve hazırlık oluşturdu.

Asistan eğitimi başarıyla uyguladığınızı biliyoruz. Bu konuda temel prensipleriniz nelerdir?

Tıpta uzmanlık eğitimi alan öğrenci sayısındaki azalma Ana Bilim Dalımızda da bir sorun olarak devam etmekle birlikte, Radyoloji uzmanlık eğitimi öğrencilerine iyi bir program sağlamayı sürdürüyoruz. Bu alanda 6 Uygulama ve Araştırma Merkezi'mizdeki öğretim üyesi arkadaşlarımız zaman zaman Ankara'ya gelerek, zaman zaman da telekonferans yöntemi ile Tıp Fakültesi, Sağlık Meslek Yüksekokulu ve uzmanlık öğrencilerinin eğitimine destek veriyor. Bu anlamda temel olarak spesifikleşme bazında asistan eğitimimizi sürdürmeye ve geliştirmeye devam ediyoruz.

Uzmanlık öğrencisi eğitiminde TUKMOS eğitim programı ve eğitim prensiplerini rehber olarak kullanıyoruz. Buna paralel

olarak, arkadaşlarımızla birlikte 2018-2019 eğitim yılı içerisinde planladığımız derslerimiz, olgu tartışmalarımız, film saatlerimiz, seminerlerimiz, makale saatlerimiz devam ediyor. Bunun yanı sıra Türk Radyoloji Derneği, Türk Manyetik Rezonans Derneği, Türk Girişimsel Radyoloji Derneği ve Avrupa Radyoloji Derneğinin bu konudaki katkılarından yararlanmaya çalışıyoruz.

Asistan eğitiminde önemli bir nokta olan Girişimsel Radyoloji, Çocuk Radyolojisi ve Obstetrik US rotasyonlarının eğitimlerinde eksik kalmaması yönünde çalışmalarımız da devam ediyor. Önümüzdeki dönemde akreditasyon konusunda da çalışmalarımızı sürdüreceğiz. Ayırdığınız zaman için teşekkür ediyorum. ●



Prof. Dr. Muhteşem Ağıldere kimdir?

1963 yılında Konya'da doğdu. 1987 yılında Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi'nden mezun oldu. 1992 yılında Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde Radyoloji ihtisasını tamamladı. Ardından bir yılı Johns Hopkins Üniversitesi'nde, bir yılı da Cornell Üniversitesi'nde olmak üzere, ABD'de iki yıl nöroradyoloji ve body CT MR konularında çalıştı. 1995 yılında Başkent Üniversitesi'ne dönerek akademik hayatına devam etti. Prof. Dr. Muhteşem Ağıldere halen Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalı Başkanı'dır. 2006-2010 ve 2014-2016 yılları arasında Türk Manyetik Rezonans Derneği'nde Başkanlık görevini üstlenen Prof. Dr. Ağıldere, manyetik rezonans (MR) ve radyoloji üzerine çalışmalarını uzun yıllardır sürdürüyor.

Kalay Filtre teknolojisinin çalışma prensibi ve klinik uygulama alanları

Kalay Filtre görüntüleme, yüksek kontrastlı anatomik yapılara odaklı düşük X-ray dozlu kontrastsız incelemeleri mümkün kılan yeni bir teknoloji.

Sebastian Faby

PhD, Siemens Healthineers, Almanya

Radyasyon dozları, X-ray spektrumunun gerekli çalışmaya göre uyarlanmasıyla azaltılabilir. Bu makalede, bunun nasıl yapılabileceğini ve bu uygulamadan faydalanabilecek hasta gruplarını ele alacağız.

Teknolojinin arka planındaki fizik

Bu yaklaşımda, hareketli bir kalay ön filtre X-ray tüpünün radyasyon çıkış penceresinin yanındaki kolimatör kutusuna monte ediliyor. Bu, her tarayıcıda bulunan konvansiyonel kelebek veya kama filtrelerle bir ek olarak uygulanıyor. Siemens Healthineers'ın eşsiz Kalay Filtre teknolojisi geniş X-ray spektrumundan özellikle düşük enerjili fotonları çıkarıyor. Böylece, yayılan X-ray spektrumu daralıyor ve ortalama enerji daha yüksek düzeye çıkıyor (bkz. Şekil 1). Bu da hastayı, görüntü kontrastına hiçbir katkısı olmaksızın büyük bölümü hasta tarafından absorbe edilen düşük enerjili fotonlardan koruyor. Kemikler, akciğerler ya da kolondaki hava-yumuşak doku kontrastı gibi yüksek kontrastlı strüktürlerin kontrast madde

olmaksızın görüntülenmesinde bu yaklaşım özellikle önem taşıyor. Kalay Filtre kullanımı, konvansiyonel natif taramalardaki (baş ya da batin gibi) yumuşak doku kontrastını da azaltıyor. Sonuç olarak, bu tür olgularda kalay ön-filtreli spektrumlar tavsiye edilmiyor.

Şekil 1'de, iyodin absorpsiyon katsayısının, kalay ön-filtreli spektrumlara kıyasla K-edge pozisyonunu vurgulayacak şekilde üst üste geldiği görülüyor. Sonraki olguda, iyodin kontrastından sorumlu fotonlardaki azalma açıkça görülüyor. Dolayısıyla, düşük kV görüntüleme, kontrast madde gerektiren çalışmalarda hala en çok tercih edilen, doz etkinliği daha yüksek olan yöntemdir.

Tüp güçlükleri

Spektral şekillendirmeyi BT görüntüleme zincirine uygulamak teknik açıdan zor bir iş. Yapılması gereken ilk şey, hareketli filtre için geçerli olan bütün mekanik ve güvenlik koşullarına uygun bir malzeme bulmak. Bu gereklilik zaten pek çok malzemeyi daha baştan eliyor. Aynı derecede önemli olan diğer konu da absorpsiyon özellikleri: Klinik BT

görüntülemeyi ilgilendiren enerji aralığındaki (~20 – 150 keV) etkileşim süreçleri fotoelektrik etkisi ve saçılım (ağırlıklı olarak Compton, ama aynı zamanda Rayleigh saçılımı). Z atom numarası, yani nükleustaki proton sayısı düşük olan elementlerde saçılım baskın oluyor (bkz. karbon / C, Z = 6 ve alüminyum / Al, Z = 13, Şekil 2). Bununla birlikte, saçılım süreci maalesef spektral şekillendirme için uygun değil, çünkü etkisi enerji aralığının tamamında oldukça sabittir (bkz. Şekil 2'deki kesikli çizgiler). Yani, aslında spektrum şekillendirilmeksizin, yalnızca intansite çıkarılıyor. Bakır gibi (Cu, Z = 29) atom numarası daha yüksek olan elementler için daha düşük enerjilerde fotoelektrik etkisi artık saçılımdan daha önemli. Düşük enerjili fotonların absorpsiyonu yüksek enerjili fotonlardan daha yüksek olduğu için spektral şekillendirme gerçekleşiyor. Atom numarası daha da yüksek elementler için, fotoelektrik etkinin daha da büyük bir etkisi oluyor. Burada, K-edge pozisyonu önem kazanmaya başlıyor. Kalayın K-edge'i (Sn, Z = 50) 29 keV. Dolayısıyla foton absorpsiyonu çok yüksek bir düzeye (yaklaşık 60 keV) ulaşıyor ve oradan da K-edge öncesi seviyeye iniyor.

Bunun sonucunda etkin bir spektral şekillendirme gerçekleşiyor. Bakırın aynı şekillendirme etkisini oluşturması için daha yüksek bir ışın intansitesi gerekiyor. Daha da yüksek atom numaralı elementler kullanmak, daha yüksek K-edge pozisyonu engelleyeceği için makul olmuyor.

Güçlü tüp gerekliliği

Kalay Filtre intansiteyi azalttığı için, foton akışı kayıplarını telafi edebilen güçlü X-ray tüplerine gerek duyuluyor. Aynı zamanda, yüksek tüp akımlarında uzamsal çözünürlükten feragat edilmemesi için iyi bir fokal nokta kontrolü gerekiyor. Siemens Healthineers yeni tarayıcı portföyünde, bu yüksek talepleri karşılayan ve Kalay Filtre teknolojisini mümkün kılan X-ray tüpleri kullanıyor.

Dedektör zorlukları

Kalay Filtre görüntüleme genellikle düşük dozda uygulandığı ve dolayısıyla dedektör için düşük bir sinyal rejiminde kullanıldığı için, dedektörün de önemli bir rol oynuyor olması şaşırtıcı değil. Böylelikle, çok düşük elektronik gürültü düzeyleri ve iyi görüntü kalitesinde şart olan doğrusallık için son derece entegre dedektörler ortaya çıkıyor. Dolayısıyla, yeni portföydeki bütün tarayıcılarda

yüksek düzeyde entegre Stellar veya StellarInfinity dedektörler kullanıldı.

Görüntü işleme zinciri

Doğal olarak, kalay ön-filtreli spektrumların farklı biçimi için kullanılan kalibrasyon verilerinin görüntü işleme zincirine entegre edilmesi gerekiyor. Kalay Filtrenin mümkün kıldığı daha dar spektrumlardan dolayı görüntüler, ışın sertleştirici etkilerden daha az etkilenme avantajına sahip oluyor. Bu sayede, omuz bölgesi ya da implantlar gibi absorpsiyonu daha yüksek olan strüktürlerden daha az artefakt çıkıyor.

Diğer doz azaltım teknolojileri

Kalay Filtre ile görüntüleme, elbette, tüp akımı modülasyonu (CARE Dose4DTM) gibi başka doz azaltım teknolojileri ve SAFIRE ve ADMIRE gibi yinelemeli rekonstrüksiyon (IR) yazılımları ile birleştirilebiliyor. IR, ultra düşük dozlu görüntülemenin önemli bir bileşeni. Topogramın muayenedeki toplam hasta dozuna olan katkısı kaydedeğer ölçüde düşürmek için Kalay Filtre kullanarak bir topogram almak da mümkün oluyor. BT taramasının doz değerleri düştüğünden, topogramın yaptığı katkı daha da önem kazanıyor.

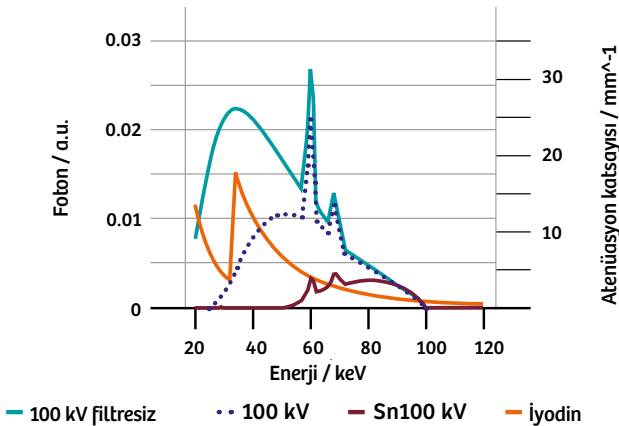
Bilimsel doğrulama ve olası klinik anlamı

Bir önceki bölümde belirtildiği gibi, Kalay Filtre görüntüleme natif yüksek kontrastlı muayeneler açısından büyük potansiyele sahip. Olası klinik uygulama alanları, yapılan ilk çalışmalarda değerlendirilip yayımlandı. Birkaç çalışmada bu teknoloji, torasik görüntülemeye farklı kullanım alanları ve ayrıca fantomlarda ya da hayvan modellerinde kalsiyum skorlaması için değerlendirildi [1–5]. Ortaya çıktığından beri, kalay ön-filtreli tarama çeşitli hasta çalışmalarında akciğer [6–12] ve paranasal sinüs [13–15] görüntülemeye odaklandı.

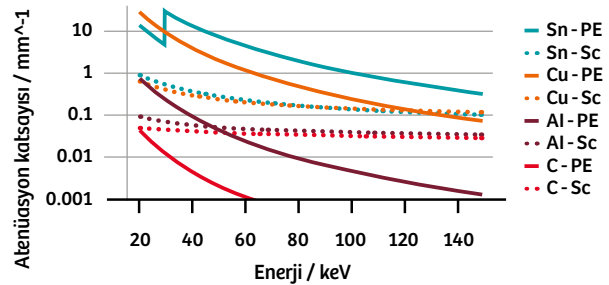
Pulmoner nodüller

200'den fazla konsektif erişkin hasta ile yapılan bir prospektif birey-içi çalışma, akciğer kanseri taraması için pulmoner nodül görüntülemesine odaklandı [12]. Bu çalışma, referans standart olarak 3.2 mGy'de kalay ön-filtrelemesiz standart bir protokole kıyasla, kalay ön-filtreleme ile 0.24 mGy'lik bir CTDI_{vol}'de ultra düşük dozlu göğüs BT'sinin fizibilitisini değerlendirdi.

Sensitivite ve spesifitenin referans standardı ile kıyaslanarak değerlendirildiği bu çalışmada, Kalay Filtre teknolojisi ve en son IR teknolojisi



- 1 İyodinin atenuasyon katsayısının üzerine bindirilmiş farklı ön filtrelemeli 100 kV X-ray spektrumlarının görünümü: "100 kV filtresiz" spektrum, X-ray tüpünün radyasyon çıkış penceresinden çıkan bir spektrumu gösteriyor. Bütün BT tarayıcılarda bulunan türden konvansiyonel filtreleme ile ön filtrelenmiş "100 kV" spektrum "Sn100 kV" spektrum ise ilave Kalay Filtre ile geliştirilmiştir. Spektrumlar ölçeksizdir.



- 2 Fotoelektrik etkisinin (PE) enerji bağımlılığı ve karbon (C), alüminyum (Al), bakır (Cu) ve kalayın (Sn) atenuasyon katsayılarının Compton saçılımı (Sc) komponenti.

(ADMIRE) ile dozun 0.13 mSv'ye indirilebileceği sonucuna varıldı. Bu maruziyet seviyesi postero-anterior ve lateral göğüs X-ray'e benzer; bu da ortalama 0.1 mSv anlamına geliyor [16].

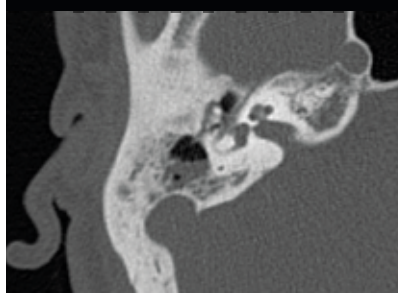
Pediatric toraks incelemesi

Kontrastsız göğüs BT'si klinik endike olan 75 hastalı pediatrik hasta kohortunda, objektif görüntü ölçümlerine ve subjektif görüntü impresyonuna ilişkin birey içi düzende 70 kV protokol ile (0.82 mGy'lik CTDI_{vol}) Sn100 kV protokolü (0.19 mGy) karşılaştıran bir prospektif randomize çalışma yürütüldü [11]. Her iki protokolde de sedasyon ya da nefes talimatları olmaksızın ultra hızlı çekimi mümkün kılmak amacıyla yüksek pitch'li çift kaynaklı tarama modu, görüntü rekonstrüksiyonu için ise IR kullanıldı. Objektif görüntü ölçümleri ve subjektif görüntü impresyonunun bu iki protokolde benzer olduğu görülürken, etkin doz 70 kV protokolünde halihazırda düşük olan 0.71 mSv'den, Sn100 kV protokolünde ultra düşük bir doz olan 0.19 mSv'ye düştü.

Çok hassas olan bu kohortta, radyasyona duyarlı organların maruziyetinin azaltılması da sağlandı.

Paranasal sinüs görüntüleme

100 konsektif hasta ile yapılan bir prospektif randomize bir başka çalışmada, Kalay Filtrenin enflamatuvar hastalıkta paranasal sinüs BT görüntülemesinde kullanılmasının etkisi incelendi. Filtreler 1.7 mGy CTDI_{vol}'de Sn100 Kv'li çalışma protokolüne ya da 2.1 mGy'de kalay ön-filtresiz 100 kv'li çalışma grubuna atandı [14]. Gruplar arasında objektif görüntü ölçümleri (uzamsal çözünürlük, görüntü gürültüsü, CNR) bakımından da subjektif görüntü impresyonu bakımından da karşılaştırma yapıldı. Sonuçlar, her iki grupta da çok düşük radyasyon olduğunu gösterdi, Sn100 kV



Sn110 kV'de 0.35 mSv ile Kalay Filtre teknolojisi kullanılarak alınmış aksiyel görüntü, 40 yaşında erkek hastada kolesteatomalı kronik süpuratif otitis mediayı gösteriyor.

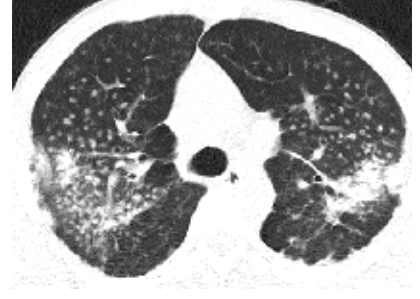
KGS İleri BT ve MRI Tarama Merkezi, Madurai, Tamil Nadu, Hindistan'ın izniyle.

protokolü ile 0.055 mSv'lik ultra düşük ortalama efektif doza ulaşıldı. Uzamsal çözünürlük konusunda, Sn100 kV protokolünde biraz daha iyi bir kenar keskinliği ile olmak üzere, her iki protokolde de cm başına 10 çizgi çifti ayrıştırıldı. Objektif parametreler ve subjektif görüntü impresyonunun bu protokoller için karşılaştırılabilir olduğu ve hem sinüzitin varlığına/yokluğuna karar vermek hem de cerrahi planlama için yeterli geldiği görüldü. Böylesi bir ultra düşük doz, pek çok genç hastanın paranasal sinüs görüntülemesine sevk edildiği göz önüne alındığında önemlidir. Bu tetkik yöntemi, radyasyona duyarlı göz lensleri ve tiroid bezinde de etkili olacaktır.

Kalsiyum skorlaması ve böbrek taşı incelemesi

Yukarıda ele alınan uygulamalara ek olarak, kalay ön-filtreli görüntüleme kalsiyum skorlaması [17–19] ve böbrek taşı görüntülemesi [20, 21] açısından da ilgi çekicidir.

Kalay Filtre teknolojisinin koroner arter kalsiyum skorlaması için kullanılması üzerine yakın zamanda yapılan bir çalışmada, yinelemeli ışın sertleşmesi korreksiyonu ile birlikte kalay ön-filtreleme kullanılarak yapılan kalsiyum skorlamasının isabetliliği standart 120 Kv protokolü ile karşılaştırılarak değerlendirildi [17]. Sn100 kV spektrumunun ortalama enerjisi 120 kV



0.39 mSv ile Sn110 kV'de Kalay Filtre teknolojisi kullanılarak alınmış aksiyel görüntü, 45 yaşındaki erkek hastada komplike silikoz gösteriyor. Centro Hospitalar de S. João, Porto, Portekiz'in izniyle.

spektrumunununkinden biraz daha yüksek olduğu için biraz daha düşük, fakat farklı markalar arasında olağan varyasyonların dışına çıkmayan Agatston skorlarına yol açıyor [22]. Bu çalışmada kullanılan özel yinelemeli ışın sertleşmesi korreksiyonu algoritması bu farklılıkları bile düzeltiyor olmalıydı. 62 hastanın verileri geriye dönük olarak değerlendirildi. Her hasta hem 120 Kv'de kalsiyum skorlama taramasından hem de sonrasında karşılaştırma için Sn100 kV taramasından geçirildi. Sonuçlar Kalay Filtre protokolü kullanıldığında kaydadeğer ölçüde düşük dozlar (120 Kv protokolü için 4.06 mGy iken, Kalay Filtre için 1.28 mGy'lik ortalama CTDI_{vol}) elde edildiğini gösterdi. Bu da, Sn100 kV için 0.19 mSv'lik ultra düşük efektif doz, 120 kV için ise 0.83 mSv sonucunu verdi. İki çekimden de elde edilen Agatston skorları mükemmel korelasyon gösterdi ve hiçbir hasta mutlak Agatston skor kategorilerine göre yeniden klasifiye edilmedi.

Sn150 kV'de kalay ön-filtreli görüntüleme, ürolityaz kuşkusunu olan hastalar üzerinde çalışıldı [20]. Toplamda, 130 konsektif hasta üç farklı tarama protokolünden biri ile muayene edildi (aynı sistemde Sn150 kV veya otomatik tüp voltajı seçimi ile farklı bir sistemde otomatik tüp voltajı seçiminin karşılaştırılması). Objektif görüntü ölçümleri ve subjektif görüntü impresyonu gruplar arasında bireylerarası olarak karşılaştırıldı. Sonuçlar, en iyi subjektif görüntü

impresyonunun Sn150 kV ile elde edildiğini ve ayrıca, sinyal-gürültü oranları bakımından objektif görüntü ölçümleri arasında istatistiksel olarak hiçbir anlamlı fark bulunmadığını gösterdi. Aynı zamanda, doz değerleri Sn150 kV protokolünde diğer iki protokole kıyasla kaydadeğer ölçüde düşüktü (diğer iki protokol için 2.8 mGy ve 2.7 mGy'lik değerler karşısında 2.1 mGy'lik ortalama CTDIvol). Sn150 kV protokolü için ortalama DLP 93 mGy cm idi; bu da 0.015 mSv/(mGy cm) çevirme faktörü kullanılarak 1.4 mSv'lik

bir efektif dozla sonuçlandı. Düşük dozlu görüntüleme, ürolityazın yüksek prevalansından ve sıklıkla nükleotmesinden dolayı bu bağlamda önemlidir.

Yukarıdaki çalışmalarda, en son teknolojiye sahip yüksek kaliteli bir tarayıcı kullanıldığı için standart protokollerde halihazırda düşük olan doz değerleri kullanıldı. Kalaylı ön-filtreli tarama ile standart protokoller arasındaki doz düzeyi farklılıkları, daha eski teknolojilerle ya da örneğin

ulusal referans doz değerlerinde görülen mevcut uygulamalarla karşılaştırma yapıldığında daha belirgindi. Son olarak Kalay Filtre, gelişmiş spektral ayırım dolayısıyla, nötr dozlu dual energy görüntülemeyi [23-26] mümkün kılan önemli bir teknolojidir. ●

Klinik uygulamada SAFIRE kullanımı klinik görev, hastanın kilosuna, anatomik lokasyona ve klinik uygulamaya bağlı olarak hastaya uygulanan BT dozunu düşürebilir. Klinik görev özelinde diagnostik görüntüleme kalitesi elde etmek için uygun dozu belirlemek üzere bir radyolog ve bir fizikçi ile konsültasyon yapılmalıdır.

Referanslar

- Hammond E, Sloan C, Newell JD, Sieren JP, Saylor M, Vidal C, et al. Comparison of Low and Ultra Low Dose Computed Tomography Protocols For Quantitative Lung and Airway Assessment. *Med Phys*. 2015;88(1056):20150389.
- Martini K, Higashigaito K, Barth BK, Baumüller S, Alkadhi H, Frauenfelder T. Ultralow-dose CT with tin filtration for detection of solid and sub solid pulmonary nodules: a phantom study. *Br J Radiol*. 2015;88(1056):20150389.
- Martini K, Barth BK, Higashigaito K, Baumüller S, Alkadhi H, Frauenfelder T. Dose-Optimized Computed Tomography for Screening and Follow-Up of Solid Pulmonary Nodules in Obesity: A Phantom Study. *Curr Probl Diagn Radiol*. 2017;46(3):204-9.
- McQuiston AD, Muscogiuri G, Schoepf UJ, Meinel FG, Canstein C, Varga-Szemes A, et al. Approaches to ultra-low radiation dose coronary artery calcium scoring based on 3rd generation dual-source CT: A phantom study. *Eur J Radiol*. 2016;85(1):39-47.
- Newell Jr JD, Fuld MK, Allmendinger T, Sieren JP, Chan K-S, Guo J, et al. Very low-dose (0.15 mGy) chest CT protocols using the COPDGene 2 test object and a third-generation dual-source CT scanner with corresponding third-generation iterative reconstruction software. *Invest Radiol*. 2015;50(1):40.
- Bodelle B, Fischbach C, Booz C, Yel I, Frellesen C, Kaup M, et al. Single-energy pediatric chest computed tomography with spectral filtration at 100 kVp: effects on radiation parameters and image quality. *Pediatr Radiol*. 2017;7(47):831-7.
- Gordic S, Morsbach F, Schmidt B, Allmendinger T, Flohr T, Husarik D, et al. Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: first performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping. *Invest Radiol*. 2014;49(7):465-73.
- Haubenreisser H, Meyer M, Sudarski S, Allmendinger T, Schoenberg SO, Henzler T. Unenhanced third-generation dual-source chest CT using a tin filter for spectral shaping at 100 kVp. *Eur J Radiol*. 2015;84(8):1608-13.
- Messerli M, Kluckert T, Knitel M, Rengier F, Warschkow R, Alkadhi H, et al. Computer-aided detection (CAD) of solid pulmonary nodules in chest x-ray equivalent ultralow dose chest CT-first in-vivo results at dose levels of 0.13 mSv. *Eur J Radiol*. 2016;85(12):2217-24.
- Messerli M, Ottinger T, Warschkow R, Leschka S, Alkadhi H, Wildermuth S, et al. Emphysema quantification and lung volumetry in chest X-ray equivalent ultralow dose CT-Intra-individual comparison with standard dose CT. *Eur J Radiol*. 2017;91:1-9.
- Weis M, Henzler T, Nance Jr JW, Haubenreisser H, Meyer M, Sudarski S, et al. Radiation Dose Comparison Between 70 kVp and 100 kVp With Spectral Beam Shaping for Non-contrast-enhanced Pediatric Chest Computed Tomography: A Prospective Randomized Controlled Study. *Invest Radiol*. 2017;52(3):155-62.
- Messerli M, Kluckert T, Knitel M, Wälzli S, Desbiolles L, Rengier F, et al. Ultralow dose CT for pulmonary nodule detection with chest x-ray equivalent dose-a prospective intra-individual comparative study. *Eur Radiol*. 2017;1-10.
- Lell M, May M, Brand M, Eller A, Buder T, Hofmann E, et al. Imaging the paranasal region with a third-generation dual-source CT and the effect of tin filtration on image quality and radiation dose. *Am J Neuroradiol*. 2015;36(7):1225-30.
- May MS, Brand M, Lell MM, Sedlmair M, Allmendinger T, Uder M, et al. Radiation dose reduction in paranasal CT by spectral shaping. *Neuroradiology*. 2017;59(2):169-76.
- Wuest W, May M, Saake M, Brand M, Uder M, Lell M. Low-Dose CT of the Paranasal Sinuses: Minimizing X-Ray Exposure with Spectral Shaping. *Eur Radiol*. 2016;26(11):4155-61.
- Mettler Jr FA, Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. *Radiology*. 2008;248(1):254-63.
- Tesche C, De Cecco CN, Schoepf UJ, Duguay TM, Albrecht MH, De Santis D, et al. CT coronary calcium scoring with tin filtration using iterative beam-hardening calcium correction reconstruction. *Eur J Radiol*. 2017;91:29-34.
- Tesche C, De Cecco CN, Vliegenthart R, Albrecht MH, Varga-Szemes A, Duguay TM, et al. Accuracy and radiation dose reduction using low-voltage computed tomography coronary artery calcium scoring with tin filtration. *Am J Cardiol*. 2017;119(4): 675-80.
- Vonder M, Pelgrim GJ, Huijsse SE, Meyer M, Greuter MJ, Henzler T, et al. Feasibility of spectral shaping for detection and quantification of coronary calcifications in ultra-low dose CT. *Eur Radiol*. 2017;27(5):2047.
- Dewes P, Frellesen C, Scholtz J-E, Fischer S, Vogl TJ, Bauer RW, et al. Low-dose abdominal computed tomography for detection of urinary stone disease- Impact of additional spectral shaping of the X-ray beam on image quality and dose parameters. *Eur J Radiol*. 2016;85(6):1058-62.
- Zhang G, Shi B, Sun H, Xue H-D, Wang Y, Liang J-X, et al. High-pitch low-dose abdomino-pelvic CT with tin-filtration technique for detecting urinary stones. *Abdom Radiol N Y*. 2017.
- Willemsink MJ, Vliegenthart R, Takx RA, Leiner T, Budde RP, Bley RL, et al. Coronary artery calcification scoring with state-of-the-art CT scanners from different vendors has substantial effect on risk classification. *Radiology*. 2014;273(3):695-702.
- Krauss B, Grant KL, Schmidt BT, Flohr TG. The importance of spectral separation: an assessment of dual-energy spectral separation for quantitative ability and dose efficiency. *Invest Radiol*. 2015;50(2): 114-8.
- Primak AN, Giraldo JCR, Eusemann CD, Schmidt B, Kantor B, Fletcher JG, et al. Dual-source dual-energy CT with additional tin filtration: dose and image quality evaluation in phantoms and in vivo. *Am J Roentgenol*. 2010;195(5):1164-74.
- Schenzle JC, Sommer WH, Neumaier K, Michalski G, Lechel U, Nikolaou K, et al. Dual energy CT of the chest: how about the dose? *Invest Radiol*. 2010;45(6):347-53.
- Wichmann JL, Hardie AD, Schoepf UJ, Felmly LM, Perry JD, Varga-Szemes A, et al. Single- and dual-energy CT of the abdomen: comparison of radiation dose and image quality of 2nd and 3rd generation dual-source CT. *Eur Radiol*. 2017;27(2):642-50.

Gri ölçek tiroid ultrasonunda ikilem: Mikrokalsifikasyon mu, değil mi? Akustik radyasyon güç impulse görüntüleme – Virtual Touch görüntüleme ile ayırım yapma

Düzgün Yıldırım¹, Cesur Samancı², Fethi Emre Ustabaşıoğlu², Deniz Alis², Bülent Çolakoglu³, Alev Bakır⁴, Onur Tutar², Ahmet Erdem Kılavuz⁵, Ahmet Kaur⁶

¹ Acıbadem Taksim Hastanesi, Radyoloji Bölümü, İstanbul, Türkiye

² İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyoloji Bölümü, İstanbul, Türkiye

³ VKV Amerikan Hastanesi, Radyoloji Bölümü, İstanbul, Türkiye

⁴ İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Kamusal Biyoistatistik Bölümü, İstanbul, Türkiye

⁵ Acıbadem Taksim Hastanesi, KBB Bölümü, İstanbul, Türkiye

⁶ Esitopatoloji Laboratuvarları, Patoloji Bölümü, İstanbul, Türkiye

Özet

Hedefler

Akustik radyasyon güç impulse (ARFI) tekniğinde virtual touch görüntülemenin (VTI) tiroid nodüllerinde mikro-ekojenitelerin ayırıcı tanısı bakımından kapasitesinin değerlendirilmesi.

Materyal ve metotlar

Çalışma 28 hastayı kapsıyordu. Ultrason muayenesi sırasında gri ölçek ve ARFI yer değişimi haritaları kullanıldı. Aynı seansta, mikro-ekojenitelerin olduğu dominant nodülde ince iğne aspirasyon biyopsisi (FNAB) örnekleri alındı. FNAB sonuçları ve hastaların klinik verileri hakkında bilgi sahibi olmayan iki radyolog bu görüntüleri değerlendirdi, yer değişimi haritalarındaki parlayan noktaların derecelerine göre ARFI ekojenitelerini değerlendirdi ve izo-hipoekojenik, izo-hiperekojenik ve bariz hiperekojenik olmak üzere sınıflandırdı. Benignite ve malignite ayırımı yapmak için “yeni bir

gösterge” tanımlandı: VTI ile elde edilen ARFI haritalarında, mikro-ekojenik odakların izo-ekojenik ya da hiperekojenik görünümü benignite olarak; mikro-ekojenik odakların hipo-ekojenik görünümü malignite olarak değerlendirildi.

Sonuçlar

FNAB sonuçları 14 olguya, diğer 14 olguda ise iyi huylu nodüllere işaret etti. İki radyolog arasındaki gözlemler arası anlaşma, mikro-ekojenik odakların sınıflandırılması açısından son derece anlamlı idi (Kappa=0.659, p<0.001). Hiperekoik ve izo-hiperekoik odakları “iyi huylu”, izo-hipoekoik odakları ise “kötü huylu” olarak yeniden sınıflandırdığımızda, iki radyolog arasındaki gözlemler arası anlaşma arttı (Kappa=0.772, p<0.001). Birinci ve ikinci radyoloğun değerlendirmeleri altın standart patoloji sonuçları ile son derece uyumluydu (sırasıyla Kappa=0.786, p<0.001 ve Kappa=0.714, p<0.001).

Görüşler

Spesifik VTI özellikler ile ARFI metodu tiroid nodüllerinde kötü huylu mikrokalsifikasyonların ayırt edilmesinde çok faydalı bir araç olabilir.

Anahtar sözcükler

mikrokalsifikasyon, ultrasonografi, elastografi, tiroid nodülü, Akustik Radyasyon Güç Impulse Görüntüleme

Giriş

Nodüler tiroid hastalığı, %40’lık prevalansla erişkin popülasyonda çok yaygın görülüyor [1]. Çoğu nodül iyi huylu olmakla birlikte, dikkate değer bir kısmı (%5-%10) da kötü huylu oluyor [1,2]. Günümüzde, konvansiyonel ultrasonun (US), tiroid nodüllerinin tanısı ve değerlendirmesi için en iyi yöntem olduğu düşünülüyor. Tanı bakımından isabetli olsa da konvansiyonel US iyi huylu ve kötü huylu nodüllerin ayırt edilmesinde tatmin edici ve yeterince güvenilir bir araç değildir

[3,4]. Konvansiyonel US ile tiroid nodüllerinde malignite kriterleri arasında şunlar yer alıyor: mikrokalsifikasyonlar, düzensiz marjinler, hipoekojenite, boyu-eninden-fazla olan bir şekil ve ağırlıklı olarak santrik intranodüler vaskülarite [5,6]. Bununla birlikte, konvansiyonel US'nin spesifitesi, sensitivitesi, negatif ve pozitif kestirimci değerleri çalışmadan çalışmaya önemli farklılıklar gösteriyor [7,8]. Yeni bir US elastografi tekniği olan akustik radyasyon güç impulse (ARFI), kısa süre önce kullanılmaya başladı. ARFI tekniği hedef dokularda bölgesel yer değişimleri meydana getirmek üzere kısa-sürel, yüksek-yoğunluklu ve akustik pulse'lar kullanarak, dokuların bölgesel mekanik özellikleri hakkında bilgi veren, non-invazif bir yöntemdir [9]. Yakın zamanda yapılan birkaç çalışmada, ARFI tekniğinin tiroid nodüllerinin ayırt edilmesi bakımından uygulanabilirliği gösterildi [10,11]. Tiroid nodüllerinde mikrokalsifikasyonların varlığı malignite için dominant bir kriter sayılıyor [12].

Kolloid debris ya da kolloidal kristaller genellikle kuyrukluyıldız kuyruğu artefaktı olarak bilinen tipik reverberasyon artefaktını oluşturmuyor; bu, tanı açısından karışıklığa yol açabiliyor. Ayrıca, bu karışıklık aşırı-taniya veya yetersiz-taniya da neden olabiliyor [13]. Bu çalışmada, ARFI tekniğinin tiroid nodüllerinde bulunan mikro-ekojenitelerin ayrımsal tanısı bakımından virtual touch görüntüleme (VTI) kapasitesinin değerlendirilmesi hedefleniyor.

Materyal ve metotlar

Bu çalışma için, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Lokal Etik Kurulu'ndan onay alındı. Bu prospektif çalışmaya mikro-ekojenite içeren tiroid nodülleri olan yirmi sekiz hasta dâhil edildi (26 kadın ve 2 erkek, ortalama yaş: 37). Bütün nodüller infrahioid kaslar ile karşılaştırıldığında hipo-ekojenikti. İyi huylu kolloid kristalleri olarak yorumlanan (tipik reverberasyon göstergesi ile) nodüller hariç tutuldu. Çalışmaya, mikrokalsifikasyonları olduğu gözlenen mikro-ekojeniteli

nodüller dâhil edildi. İnce iğne aspirasyon biyopsisi (FNAB) ile elde edilen tiroid nodülü numunelerinin histopatolojik muayenesi de aynı merkezde yapıldı. Numunelerin histopatolojik bulgularına göre Bethesda grup 1 ve 3'lü nodüller çalışmaya dâhil edilmedi. 14 hastanın (13 kadın ve 1 erkek; ortalama yaş: 35) nodülleri kötü huylu idi ve bu hastalara tiroid kanseri tanısı koyulmuştu. Geri kalan 14 hastanın (13 kadın ve 1 erkek; ortalama yaş: 38) nodülleri iyi huylu nodüllerdi (hiper-plastik kolloid nodüller). Bütün iyi huylu nodüllerin FNAB sonuçlarının Bethesda grup 2 olduğu bildirildi. Dâhil edilen kötü huylu nodüllerin hiçbirisi Bethesda grup 4 olarak bildirilmedi. İyi huylu FNAB sonuçları olan olgulardan hiçbirisi ameliyat edilmemişti. Kötü huylu FNAB sonuçları olan 13 nodül ameliyat edilmişti: 11'inin klasik papiller tiroid karsinomu, birinin ise foliküler varyant papiller karsinom olduğu bildirildi; bir hastadan ise histopatolojik sonuçlar alınamadı ve bu olgu kötü huylu kabul edildi (Bethesda grup 5).

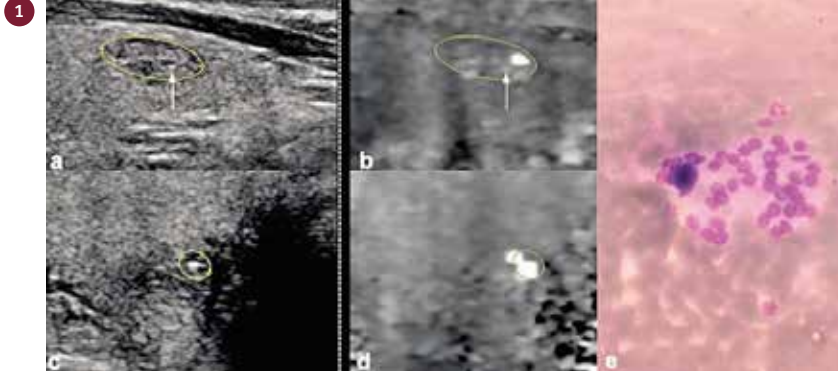
Olguların ultrason muayeneleri 9 MHz lineer transduser ile tek bir radyolog tarafından (DY), ACUSON S2000 HELX Evolution (Siemens, Erlangen, Almanya) cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. Tam ten temasına özen gösterilerek, bol miktarda ultrason jeli ile gri ölçek görüntüleme gerçekleştirildi. Bu çalışmada hiç dense mikrokalsifikasyon ya da ARFI muayenesini sekteye uğratabilecek makrokalsifikasyon yoktu. Shear wave elastografiden (SWE) farklı olarak, ARFI muayenesi sırasında ilgi alanının (ROI) büyüklüğü değiştirilebiliyordu. Rutin gri ölçek görüntülemenin ardından, VTI penceresi etkinleştirildi. Nodülü kapsayan en büyük ROI seçildikten sonra, ARFI modunda bir pulse dalgası iletilti. Bu sırada US monitöründe sol tarafta gri ölçek görüntüsü ve ROI varken, ikili pencerede sağ tarafta VTI görüntüsü oluşturuldu. Modülün gri ölçek ve VTI yer değişimi haritaları eşzamanlı küçük ROI'ler ve mikro-ekojenik odaklar hedef alınarak karşılaştırıldı. ROI'yi mikro-ekojenik odakları daha belirgin olan bir kesit olarak seçtik ve nodülün büyük bir

kısmını kapsayacak şekilde, o bölgedeki mümkün olan en büyük ROI'yi kullandık. Muayene sırasında, mikro-ekojenik odakları gösteren gri ölçek görüntüleri kaydedildi. Bu mikro-ekojenitelerin kesitlerinin gösterilmesinin hemen ardından, görüntüler ARFI metoduyla kaydedildi ve gri ölçek yer değişimi haritaları çıkarıldı. Bütün nodüllerin yeri 1-4 cm derinlikte belirlendi; ARFI muayenesini sekteye uğratabilecek hiçbir bariz artefakt yoktu. Lezyonların içindeki nodüller ve mikro-ekojeniteler küçük ROI ile işaretlendi ve bu mikro-ekojenitelerin projeksiyonları ARFI haritasında bulundu. US muayenelerinin dijital görüntüleri kaydedildi ve depolandı. Bu görüntüler, FNAB sonuçları ve klinik veriler hakkında bilgi sahibi olmayan iki radyolog tarafından değerlendirildi. Radyologlar ARFI ekojenitelerini yer değişimi haritalarındaki parlayan noktaların derecelerine göre değerlendirdi ve üç ayrı sınıfa ayırdı: izo-hipoekojenik, izo-hiperekojenik ve bariz hiperekojenik.

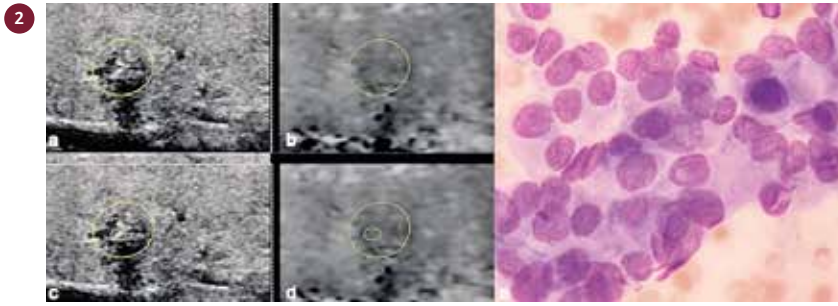
Bu çalışmada, benignite ve malignite arasında ayırım yapmak için, "yeni bir göstergesi" tanımlandı: gri ölçek penceresinde ekojenik odakları içeren nodüllerde, bu mikro-ekojenik odakların VTI ile elde edilen ARFI haritalarındaki izo-ekojenik veya hiperekojenik görünümüne iyi huylu olarak; bu mikro-ekojenik odakların VTI ile elde edilen ARFI haritalarındaki hipoekojenik görünümüne kötü huylu olarak yorumlandı.

Aynı seansta, mikro-ekojeniteli dominant nodül doğrudan hedef alınarak FNAB örnekleri alındı. Örnekler bir lamın üzerine ince bir tabaka hâlinde sürüldü ve havayla kurutulduktan sonra sitopatoloji laboratuvarına yollandı. Patoloji laboratuvarında materyaller May-Grünwald- Giemsa (MGG) boya ile boyandı. Patolojik muayene bir ışık mikroskobu altında gerçekleştirildi.

Şekil 1 ve 2, iki nodülde (bir iyi huylu ve bir kötü huylu nodül) yaptığımız çalışmayı göstermektedir.



- 1 54 yaşında kadın hasta. Sol tiroid lobunun alt polünde mikrokalsifikasyonlu nodülde ince iğne aspirasyon biyopsisi (FNAB) yapıldı; a) gri ölçek görüntüsünde, mikro-ekojenik fokuslar nodülün tamamının içinde görülüyor (elipsoid bölüm), b) virtual touch görüntüleme (VTI) ile parlayan fokusların görüntülenmesi, c) gri ölçek görüntüdeki işaretlenmiş dominant ekojenik fokuslardan biri gösteriyor: (d) VTI görüntüde artırılmış homojen parlama (daha küçük boyutlu daire içine alınmış bölümler), e) sitopatolojik görüntü: hiperplastik nodülde selüler aspirasyon uygulaması sonucunda kolloidal tek-katmanlı hücre tabakası ve kolloid ve mavi materyal bulundu. Hücre sitoplazması dar ve soluk, çekirdekler düzenli kontürlü ve kromatin açık renkliydi (May-Grünwald-Giemsa (MGG) boya, $\times 400$ büyütme).



- 2 38 yaşında kadın hasta. Sağ tiroid lobunun alt polünde mikrokalsifikasyonlu nodülde ince iğne aspirasyon biyopsisi (FNAB) yapıldı; a) gri ölçek görüntüde nodül içinde çok sayıda mikro-ekojenik fokus görülüyor (daire içine alınmış bölümler), b) virtual touch görüntüleme (VTI), bu hiperekoik fokuslar gri ölçek görüntüsündeki gibi görünmüyor, c) gri ölçek görüntüdeki mikro-ekojenik fokusların dominant olanı VTI görüntüsünde izoekojenik olarak görünüyor (d) daire içine alınmış küçük alanlar gibi, e) sitopatolojik görüntü: hipersellüler aspirasyon uygulaması sonucunda papiller yapı, tek-katmanlı bir kolloidal hücre tabakası görüldü. Kolloid materyal yok. Dense skuamoid sitoplazmaya ek olarak, büyümüş, birbiri üstüne binen, ayrı merkezli çekirdekleri olan düzensiz kontürlü ve intranükleer inklüzyonlu hücreler ve koyu, ince granüllü kromatin papiller tiroid kansinomu temsil ediyor (May-Grünwald-Giemsa (MGG) boya, $\times 1000$ büyütme).

İstatistiksel analiz

Veri analizi Windows için Statistical Package for the Social Sciences (sürüm 15.0; SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) kullanılarak yapıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi, %95'lik güven aralığı ile $p < 0.05$ olarak belirlendi. İki farklı radyolog tarafından elde edilen veriler arasındaki uyumluluk Kappa analizi kullanılarak değerlendirildi. Ayrıca, altın standart esas alınarak radyologların ayırt etme güçleri de değerlendirildi. İki radyolog için, kötü huylu ve iyi huylu lezyonları ayırt etmede bakımından sensitivite, spesifisite ve isabetlilik değerleri de hesaplandı.

Sonuçlar

28 hastanın nodülleri içinde, birinci radyolog 12 ARFI ekojenitesini hiperekoik, 5 ARFI ekojenitesini izo-hiperekoik, 11 ARFI ekojenitesini ise izo-hipoekoik olarak saptadı. İkinci radyolog 13 ARFI ekojenitesini hiperekoik, 5 ARFI ekojenitesini izo-hiperekoik, 10 ARFI ekojenitesini ise izo-hipoekoik olarak saptadı. İki radyolog arasındaki gözlemciler arası anlaşma, mikro-ekojenik fokusların 0.659'luk Kappa değeri ile sınıflandırılması için son derece anlamlıydı ($p < 0.001$; Tablo I). Hiperekoik ve izo-hiperekoik fokusları "iyi huylu", izo-hipoekoik fokusları ise "kötü huylu" olarak yeniden sınıflandırdığımızda, iki radyolog arasındaki gözlemciler arası anlaşma arttı; Kappa değeri 0.772 idi ($p < 0.001$; Tablo II). Birinci radyoloğun değerlendirmesi sitopatoloji sonuçlarıyla son derece uyumluydu (Kappa değeri=0.786, $p < 0.001$; Tablo III). Birinci radyoloğun değerlendirmesini bir tanı testi olarak kabul ettiğimizde, birinci radyolog için kötü huylu ve iyi huylu lezyonların ayırt edilmesi bakımından sensitivite, spesifisite ve isabetlilik değerleri sırasıyla 0.79, 1.00 ve 0.89 idi. İkinci radyoloğun değerlendirmesi de altın standart sitopatoloji sonuçları ile son derece uyumluydu (Kappa değeri=0.714, $p < 0.001$; Tablo IV) ve ikinci radyolog için kötü huylu ve iyi huylu lezyonların ayırt edilmesindeki sensitivite, spesifisite, isabetlilik değerleri sırasıyla 0.71, 1.00 ve 0.86 idi.

		İkinci radyolog Hiperekoik n (%)	İzohiperekoik n (%)	İzohipoekoik n (%)	p	Kappa Değeri
Birinci radyolog	Hiperekoik, n (%)	11 (91.7)	1 (8.3)	0 (0.0)	<0.001	0.659
	İzohiperekoik, n (%)	2 (40.0)	2 (40.0)	1 (20.0)		
	İzohipoekoik, n (%)	0 (0.0)	2 (18.2)	9 (81.8)		

Tablo I. Mikro-ekojenik fokusların sınıflandırılması için iki radyolog arasındaki gözlemler arası anlaşma

		İkinci radyolog İyi huylu n (%)	Kötü huylu n (%)	p	Kappa Değeri
Birinci radyolog	İyi huylu n (%)	16 (94.1)	1 (5.9)	<0.001	0.772
	Kötü huylu, n (%)	2 (18.2)	9 (81.8)		

Tablo II. İyi huylu (hiperekoik ve izohiperekoik) ve kötü huylu (izohipoekoik) nodüllerin saptanması için iki radyolog arasındaki gözlemler arası anlaşma

		Birinci radyolog İyi huylu, n (%)	Kötü huylu, n (%)	p	Kappa Değeri
Patoloji sonucu	İyi huylu, n (%)	14 (100.0)	0 (0.0)	<0.001	0.786
	Kötü huylu, n (%)	3 (21.4)	11 (78.6)		

Tablo III. Birinci okuyucunun değerlendirmesinin altın standart patoloji sonuçları ile uyumu

		Birinci radyolog İyi huylu, n (%)	Kötü huylu, n (%)	p	Kappa Değeri
Patoloji sonucu	İyi huylu, n (%)	14 (100.0)	0 (0.0)	<0.001	0.714
	Kötü huylu, n (%)	4 (28.6)	10 (71.4)		

Tablo IV. İkinci radyoloğun değerlendirmesinin altın standart patoloji sonuçları ile uyumu

Görüşler

Virtual Touch Görüntüleme, doku sertliği değerlendirmesi için ARFI teknolojisi kullanan kimi US sistemlerinde (ACUSON S2000™ ve ACUSON S3000™ ultrason sistemleri) mevcuttur. VTI, kullanıcı tarafından tanımlanan bir ROI için, rölatif sertliğe ilişkin kalitatif bir gri ölçek haritası (elastogram) sağlıyor. VTI kullanılarak, konvansiyonel US görüntüleme ile izo-ekoik görünen sert doku bile, yumuşak dokudan ayırt edilebiliyor [10]. Bu teknoloji, kurumumuzda rutin tiroid ultrason muayenesi için 2012'den bu yana kullanılıyor. Bu çalışmada, mikro-ekojeniteli nodüller için tanımlanmış olan yeni gösterge, VTI modunun kullanılmasını özel olarak gerektiriyor ve literatürde kullanılmış olan, gerçek zaman ya da shear wave modunda gerçekleştirilen diğer elastografi

tekniklerinden farklı bir yöntemi ve hedefi bulunuyor [10,14].

Bugüne dek, hem strain hem de SWE tekniğinde, hekimler kötü huylu lezyonları iyi huylu lezyonlardan ayırt etmek için hep nodül ve parenkimin sertlik değerlerini kıyaslıyordu [15-17]. US elastografi ile gri ölçek ultrasonografinin bir arada kullanıldığı bu çalışmalarda, araştırmacılar iyi huylu ve kötü huylu nodülleri %75 ila %96 arasında değişiklik gösteren, nispeten anlamlı bir sensitivite derecesi ile ayırt etmeye çalışmıştı. Bu çalışmalardan farklı olarak, bu makalenin konusu olan çalışmada, ARFI tekniğinin gri ölçek haritalarında ARFI ile indüklenen mikro-yer değişimlerinin tahmin edilmesi yoluyla mikrokalsifikasyonlar ile kalsifiye olmuş kolloid debrisi ayırt etme yetisini değerlendirmeyi hedefledik.

Bildiğimiz kadıyla, literatürde bu ayrımı vurgulayan bir başka çalışma bulunmuyor. Mikrokalsifik fokuslar olasılıkla kolloidlerden daha ağır oldukları için, kötü huylu mikrokalsifik fokusların ARFI haritasında çevre dokulardan daha az yer değişimi gösterdiğini fark ettik. Aslında, bu çalışmayı merkezimize sevk edilmiş, mikro-ekojenik fokuslu tiroid nodülleri olan hastaların ilk ARFI ve sitopatoloji sonuçlarını değerlendirdiğimizde başlattık. Bilindiği üzere, tiroid nodülü içinde mikrokalsifikasyonların varlığı, papiller karsinom için iyi bilinen bir majör risk faktörüdür. Eğer bu ekojeniteler küçük boyutlu ise, hiçbir posterior akustik gölgeleme ve tipik reverberasyon artefaktı yoksa, bu ekojenitelerin kalsifiye olmuş iyi huylu kolloid ekojenitelerden ayırt edilerek tanımlanması genellikle konvansiyonel US ile mümkün değildir [14]. Daha önce

hiç bildirilmemiş olmakla birlikte, SWE'nin kötü huylu mikrokalsifikasyonların ayırt edilmesinde faydalı olabileceği düşünülmüyordu [18].

Gereksiz FNAB uygulamalarını önlemek için, tiroid nodüllerinde iki mikro-ekojenite grubunu ayırmaya yarayan yeni göstergelere ilişkin ilk sonuçlarımızı sunduk. Bu çalışmanın birtakım kısıtlamaları vardı. İlk olarak, hasta sayısı yeni bir gösterge için nispeten yetersizdi. Bununla birlikte, mikrokalsifikasyon kuşku du duyulan, reverberasyonsuz mikro-ekojenik odaklı tiroid nodüllerinin seçilmesi ve sınıflandırılması ve olgu sayısının standardizasyonunun sağlanması uzun zaman almaktadır; bu çalışmaya dâhil edilen hasta sayısı için bu süre 3 yıl olarak gerçekleşti. Yalnızca mikrokalsifikasyonları ayırt etmeyi hedeflediğimiz için, ARFI yer değişimi haritalarındaki gri ölçek özellikleri ve

SWE özellikleri de dâhil olmak üzere başkaca nodül karakteristikleri, çalışmanın amacının dışına çıkmamak amacıyla, bu çalışmada kullanılmadı.

Sonuç olarak, bu çalışmada elde edilen ilk bulgulara göre, VTI kompresyonlu yer değişimi gri ölçek haritaları tiroid nodüllerindeki mikro-ekojenik odakların ayrımsal tanısında faydalı olabilir. Yalnızca ARFI yer değişimi haritasındaki ekojenite derecelerine bakılarak, tiroid nodüllerindeki kötü huylu ve iyi huylu mikro-ekojenik odakları %86'luk bir isabetlilik oranıyla ayırt etmek mümkün olabilir. ARFI yer değişimi haritalarındaki karakteristik parlama düzeninin, tiroid nodüllerinin kötü huylu mikrokalsifikasyonlarının ayırt edilmesi için değerli bilgiler sağlayabilecek başlıca kriterlerden biri olabileceği görüşündeyiz. ●

Çıkar çatışması yoktur.

Referanslar

1. Tunbridge WM, Evered DC, Hall R, et al. The spectrum of thyroid disease in a community: the Whickham survey. Clin Endocrinol 1977;7:481-493.
2. Gilliland FD, Hunt WC, Orris DM, Key CR. Prognostic factors for thyroid carcinoma: a population based study of 5,698 cases from the surveillance, epidemiology and end results (SEER) program 1973-1991. Cancer 1997;79:564-573.
3. Fish SA, Langer JE, Mandel SJ. Sonographic imaging of thyroid nodules and cervical lymph nodes. Endocrinol Metab Clin North Am 2008;37:401-417.
4. Cappelli C, Castellano M, Pirolo I, et al. The predictive value of ultrasound findings in the management of thyroid nodules. Qjm 2007;100:29-35.
5. Kim EK, Park CS, Chung WY, et al. New sonographic criteria for recommending fineneedle aspiration biopsy of nonpalpable solid nodules of the thyroid. AJR Am J Roent-genol 2002;178:687-691.
6. Sips JA. Advances in ultrasound for the diagnosis and management of thyroid cancer. Thyroid 2009;19:1363-1372.
7. Hong YJ, Son EJ, Kim EK, Kwak JY, Hong SW, Chang HS. Positive predictive values of sonographic features of solid thyroid nodule. Clin Imaging 2010;34:127-133.
8. Choi YJ, Yun JS, Kim DH. Clinical and ultrasound features of cytology diagnosed follicular neoplasm. Endocr J 2009;56:383-389.
9. Zhai L, Palmeri ML, Bouchard RR, Nightingale RW, Nightingale KR. An integrated indenter ARFI imaging system for tissue stiffness quantification. Ultrason Imaging 2008;30:95-111.
10. Zhang YF, Xu HX, He Y, et al. Virtual touch tissue quantification of acoustic radiation force impulse: a new ultrasound elastic imaging in the diagnosis of thyroid nodules. PLoS One 2012;7:e49094.
11. Friedrich Rust M, Romenski O, Meyer G, et al. Acoustic Radiation Force Impulse Imaging for the evaluation of the thyroid gland: a limited patient feasibility study. Ultrason- ics 2012;52:69-74.
12. Shi C, Li S, Shi T, Liu B, Ding C, Qin H. Correlation between thyroid nodule calcification morphology on ultrasound and thyroid carcinoma. J Int Med Res 2012;40:350-357.
13. Choi SH, Kim EK, Kim SJ, Kwak JY. Thyroid ultrasonogra- phy: pitfalls and techniques. Korean J Radiol 2014;15:267-276.
14. Taki S, Terahata S, Yamashita R, et al. Thyroid calcifications: sonographic patterns and incidence of cancer. Clin Imaging 2004;28:368-371.
15. Wang J, Li P, Sun L, Sun Y, Fang S, Liu X. Diagnostic value of strain ratio measurement in differential diagnosis of thyroid nodules coexisted with Hashimoto thyroiditis. Int J Clin Exp Med 2015;8:6420-6426.
16. Elsayed NM, Elkhatab YA. Diagnostic Criteria and Accuracy of Categorizing Malignant Thyroid Nodules by Ultrasonography and Ultrasound Elastography with Pathologic Correlation. Ultrason Imaging 2016;38:148-158.
17. Nell S, Kist JW, Debray TP, et al. Qualitative elastography can replace thyroid nodule fine-needle aspiration in patients with soft thyroid nodules. A systematic review and meta- analysis. Eur J Radiol 2015;84:652-661.
18. Slapa RZ, Piwowonski A, Jakubowski WS, et al. Shear wave elastography may add a new dimension to ultrasound evaluation of thyroid nodules: case series with comparative evaluation. J Thyroid Res 2012;2012:657147.



**BioAcoustic™
Görüntüleme
Teknolojisi**

ACUSON Sequoia

Ultrason Sistemleri ile ultrasonu yeni boyutlara taşıyoruz

Tomosentez ve kontrastlı mamografi ile kanser tespitinde iyileşme

Tomosentez ya da 3D mamografinin meme kanseri tespitinde ümit vaat eden bir araç olarak çok kısa süre önce ortaya çıkmış olmasına karşın, Avrupa Radyoloji Kongresi'ne katılan uzmanlara göre, görüntü alma ve yorumlama stratejileri, okuma iş akışındaki ve teknolojideki iyileştirmeler sayesinde optimize ediliyor. Kontrast ile birlikte kullanılan mamografi teknikleri artık kanser dokusunun fonksiyonel görüntülenmesini bile mümkün kılıyor.

Yazı: Martin Lindner



Avrupa Radyoloji Kongresi'ndeki uzmanlar, yeni mamografik yöntemlerin meme kanseri tespitini yepyeni bir düzeye taşıyabileceğini belirtti. Özellikle optimize edilmiş tomosentez protokolleri ve kontrastlı görüntüler, ümit vaat eden olasılıklar sunuyor.

Meme kanseri tespitinde yeni bir standart

Son yıllarda dijital mamografide meydana gelen çeşitli ilerlemeler, meme kanseri tespitinde büyük gelişme kaydedilmesine yardımcı oldu. Hatta pek çok ülkede bu gelişmeler radyologların çalışma biçimlerini değiştiriyor. Bu ilerlemenin temel

anahtarı, meme dokusunun daha iyi morfolojik ve fonksiyonel değerlendirmesinin yapılabilmesi oldu.

Kısa süre önce Siemens Healthineers ve Bayer tarafından Viyana'da Avrupa Radyoloji Kongresi (ECR) etkinliği kapsamında düzenlenen Meme Koruma Günü'nde de alanın uzmanları bu gelişmeleri ayrıntılı olarak anlattı.

Özellikle, 3D mamografi olarak da bilinen tomosentez önemli klinik gelişmelere imkân verecek bir potansiyel sunuyor. Etkinlikte, İsveç Lund Üniversitesi'nde görev yapan ve tek görünümlü tomosentez ile iki görünümlü dijital mamografiyi tarama bakımından kıyaslayan kapsamlı bir kohort çalışmasını yöneten radyolog Sophia Zackrisson şunları ifade etti:

"Dijital meme tomosentezinin taramada kanser tespiti konusunda dijital mamografiye kıyasla sahip olduğu üstünlük kuşku götürmez." [1]. Çalışmanın yayına hazırlık aşamasında olan nihai sonuçlarına göre, 3D rekonstrüksiyon yöntemi kullanılarak konvansiyonel iki görünümlü mamografiden %30 daha fazla meme kanseri olgusu tespit edilebiliyor. Zackrisson bunun başka araştırmalarla da örtüşen bir gelişme olduğunu belirtiyor.

Pek çok uzman tomosenteze, gelecekte popülasyon çapında tarama programlarında yerleşik hale gelebilecek yeni bir tanı standardı gözüyle bakıyor. Bununla birlikte, bu düzeye ulaşabilmek için, şu anda konvansiyonel mamografinin iki katına ulaşan okuma

sürelerinin kısaltılması gerekiyor. Burada sorunun temel noktası, doğrudan görüntü materyalinin niceliği. Zackrisson'un ifadesiyle, "Bunun üstesinden gelmeye yönelik stratejilerden biri, rekonstrüksiyonu yapılmış enine kesitlerin birkaçının daha kalın görüntü katmanları oluşturacak şekilde birleştirilmesidir (slabbing)".

Ümit vaat eden bir diğer olasılık da, örneğin akıllı algoritmaların normal taramaları önceden düzenleyerek radyoloğun iş yükünü hafiflettiği bilgisayar destekli okuma yaklaşımları olabilir. Zackrisson bu konuda "CAD ve yapay zeka kesinlikle ilerlemeye açık," diyor.

Görüntü alma ve rekonstrüksiyon stratejilerinin optimizasyonu

Görüntü alımının teknik parametreleri, hâlihazırda tomosentezin etkinliğinde önemli bir rol oynuyor. Bir prosedür sırasında, 3D rekonstrüksiyon için farklı açılardan görüntü projeksiyonları alabilmek için bir X-ışını tüpü memenin etrafını dolaşıyor. New York Stony Brook Üniversitesi'nde görev yapmakta olan radyolog Paul Fisher ve tıp fizikçisi Wei Zhao'ya göre, eğer bir X-ışını kaynağının daha geniş bir açı aralığı varsa, görüntü kalitesi dar bir açı aralığına kıyasla daha yüksektir. Yani daha geniş bir açı



olması durumunda memenin içi daha kolay görüntülenebilir, dolayısıyla da görüntü rekonstrüksiyonu için daha az veri artefaktına gerek olur.

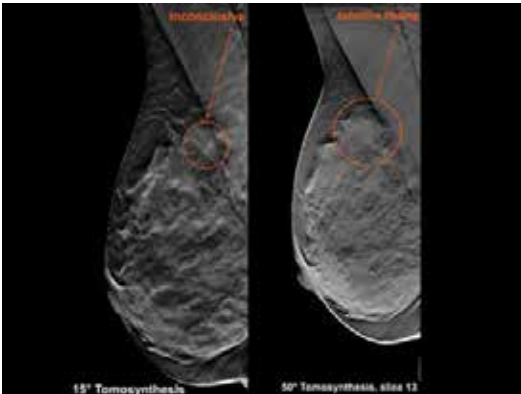
Fisher ve Zhao'nun ekibi, model simülasyonları kullanarak, radyologların açı aralıkları sırasıyla 15 ve 50 derece olan iki farklı tomosentez sisteminden elde edilen görüntüleri kıyasladıkları bir klinik pilot çalışma yürüttü.

Sonuç: Fisher ve Zhao'ya göre, özellikle kanser odaklarının çevre dokunun altında kaldığı çok yoğun meme bölgelerindeki şüpheli kitleler, geniş açılı bir sistemle daha iyi tespit edilebiliyor. Bunun bir sonucu olarak kanser tespitinin günlük klinik uygulamada da optimize edilip edilemeyeceğinin görülmesi için daha büyük çaplı çalışmalara ihtiyaç var.

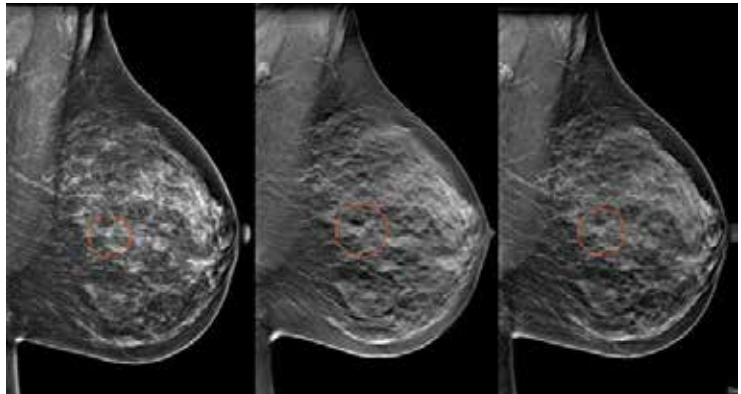
Bununla birlikte, fantom kullanımını esas alan daha önceki bir araştırma, geniş açılı sistemlerle yapılan görüntü rekonstrüksiyonlarında daha az sinyal gürültüsü olduğunu ve bu yöntemin radyologlar tarafından daha çok tercih edildiğini gösteriyor [2].

Okuma süreci açısından önemli olan bir başka nokta da tomosentez görüntü materyalinde oryantasyonun kolay olması. Bu nedenle halen 2D genel görüntüyü kullanarak görüntü yorumlamasını hızlandırmak ve önceki görüntülerle yapılacak karşılaştırmaları kolaylaştırmak için, tomosenteze ilaveten genellikle konvansiyonel tam-alan dijital mamografi (FFDM) de yapılıyor.

Bununla birlikte, Avusturya'daki Viyana Tıp Üniversitesi'nden Paola Clauser, artık FFDM'nin bir alternatifinin tomosentez



İnvazif lobüler karsinom, 2.derece: 15° Tomo'da bulgu sonuçsuz iken, 50° Tomo bulguyu kesin bir şekilde göstermektedir. Dr. Wayne Lemish, MIA Radiology, East Melbourne, Avustralya'nın izniyle.



ILC 1.8 cm ile DCIS G2 10 cm: FFDM, DBT ve sentetik mamogram.

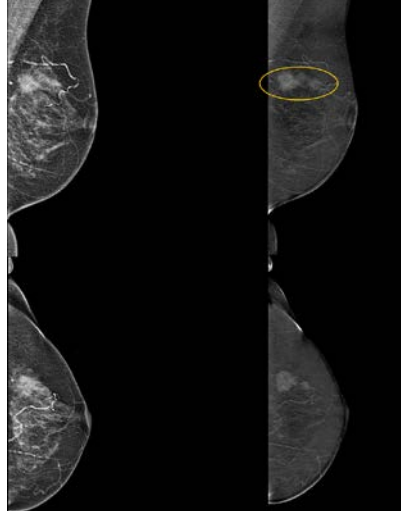
Prof. Dr. Th. Helbich, Dr. Maria Bernathova, Dr. Paula Clauser, Viyana Üniversitesi Hastanesi, Avusturya'nın izniyle.

verilerinin rekonstrüksiyonuyla elde edilen “sentetik” mamogram olduğunu belirtiyor. Clauser, “Sentetik 2D görüntülü mamografi, çifte radyasyon maruziyetine gerek kalmadan, güvenilir bir alternatif sunuyor,” diyor. Başka çalışmalar da bu yaklaşımın tanı değerini destekliyor. Konvansiyonel mamografi kendi içinde sentetik görüntüler karşısındaki üstünlüğünü sürdürüyor, fakat tomosentezle bir arada kullanımı, öncü bir yaklaşım sunuyor.

Mamografide fonksiyonel tanıya doğru

Yeni bir paradigma daha ortaya çıkıyor: mamografinin fonksiyonel görüntülemeye kullanılması. Bu, meme tümörlerinin büyümesi için yeni kan damarlarının gerektiği olgusuna dayanıyor [3]. İspanya Navarra Üniversitesi Kliniği'nden Luis Pine, bu neoanjiyogenezin muayene sırasında iyodin içeren bir kontrast madde verilirse, yüksek çözünürlükte görünür hale getirilebileceğini açıkladı. Kontrastlı çift enerjili mamografi olarak bilinen bu yöntem, meme dokusu ve iyodin içeren kontrast madde tarafından farklı oranlarda azaltılan farklı enerji düzeylerinde X-ışınlarıyla çalışıyor. Konvansiyonel mamogramla karşılaştırılabilir nitelikteki düşük enerjili bir mamografi görüntüsüne ek olarak yüksek enerjili bir görüntü de alınıyor. Bu, ciddi ölçüde perfüze olmuş tümör dokusunu çevresinden ayıran ve ortaya çıkaran, hesaplanmış çıkarımlı bir görüntü veriyor[4].

Pina, “Bu yaklaşım bir sorun çözme tekniğidir,” diyor. Mamografi veya temosentezle yeterince netliğe kavuşturulamayan olgularda, örneğin özellikle yoğun meme dokularında operasyon öncesi evrelendirmede ya da skarların takibinde, kontrast madde yöntemi genellikle ek fayda sağlıyor. Pek çok konstelasyonda bu yöntem (uygulanabiliyorsa) daha uzun süren ve çok masraflı olabilen MR görüntülemeye bir alternatif sunuyor.



Sol memede ele gelen küçük bir kitlesinin 71 yaşında kadın hasta: Mamogram düzensiz bir kitle gösteriyor, marjinler net görülemiyor; kanserin büyüklüğünü değerlendirmek zor.

TiCEM bu 30 mm'lik invazif lobüler karsinomun gerçek büyüklüğünü gösteriyor.

Prof. Dr. Luis Pina, Navarra Üniversitesi, Pamplona, İspanya'nın izniyle.

Ayrıca, Fisher'ın belirttiği gibi, kontrast geliştirme tomosentezde¹ de mümkün oluyor. Bir prototip sistemle yapılan ilk çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre, kontrastlı tomosentez, kanserli olduğundan kuşkuyla lezyonların tanı açısından önemli olan marjin alanlarının son derece iyi bir şekilde değerlendirilmesine imkân veriyor. Ayrıca, kontrast madde kullanılmadan yapılan tetkiklerde olduğu gibi, sentetik 2D genel görüntüler oluşturulabiliyor.

MAMOMAT Revelation gibi en yeni teknolojiyi kullanan tanı sistemleri, aslında bütün bu yöntemleri birleştiriyor ve hem geleneksel hem de kontrastlı mamografiler, tomosentez, sentetik görüntü rekonstrüksiyonları ve görüntü eşliğinde yapılan biyopsiler için kullanılabilir. Bu gelişmiş cihazlar sayesinde, radyologlar her bir olgu için, klinik konstelasyona bağlı olarak, giderek genişlemekte olan yöntem repertuarının içinden en iyi yaklaşımı seçebiliyor. ●

Martin Lindner

Berlin-Almanya'da yaşayan, ödüllü bir bilim yazarıdır. Tıp öğrenimini ve tıp tarihi üzerine doktora tezini tamamladıktan sonra gazeteciliğe başlamıştır. Makaleleri Almanya ve İsviçre'de pek çok önemli gazete ve dergilerde yer almıştır.

Referanslar

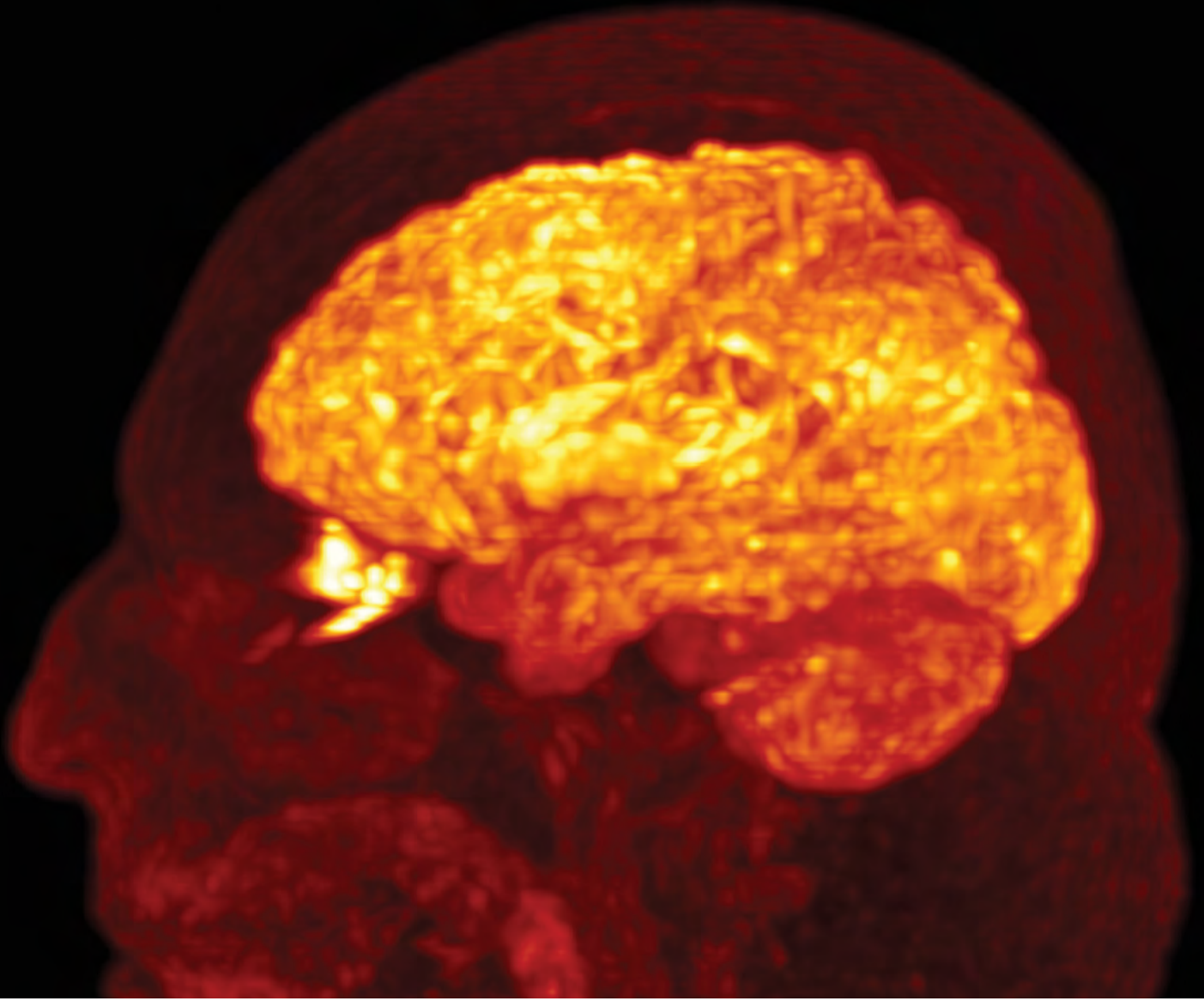
- 1 Lång K, Andersson I, Rosso A, et al (2016) Performance of one-view breast tomosynthesis as a stand-alone breast cancer screening modality: results from the Malmö Breast Tomosynthesis Screening Trial, a population-based study. Eur Radiol 26:184-90
- 2 Goodsitt MM, Chan HP, Schmitz A, et al. (2014) Digital breast tomosynthesis: studies of the effects of acquisition geometry on contrast-to-noise ratio and observer preference of low-contrast objects in breast phantom images. Phys Med Biol 59:5883-902
- 3 chneider BP, Miller KD (2005) Angiogenesis of breast cancer. J Clin Oncol 23:1782-90
- 4 Kariyappa KD, Gnanaprakasam F, Anand S, et al. (2016) Contrast enhanced dual energy spectral mammogram, an emerging addendum in breast imaging. Br J Radiol 89:20150609

¹ Prototip

Ürün henüz geliştirme aşamasındadır ve satışta değildir. Gelecekte satışa sunulacağına garanti yoktur.

Siemens müşterileri tarafından burada tanımlanan sonuçlar kuruma özgü koşullarda elde edilmiştir. “Tipik” bir hastane bulunmadığı ve pek çok değişken (örneğin hastanenin ölçeği, örneklerin karmaşıklığı, olguların karmaşıklığı, BT ve/veya otomasyonun benimsenme düzeyi) söz konusu olduğu için, diğer kullanıcıların da aynı sonuçları alacağı garanti edilemez.

Olgular çalışmalardan elde edilen sonuçlar başka olgulardan elde edilecek sonuçlara dair kestirim niteliğinde değildir. Başka vakalardaki sonuçlar farklılık gösterebilir.



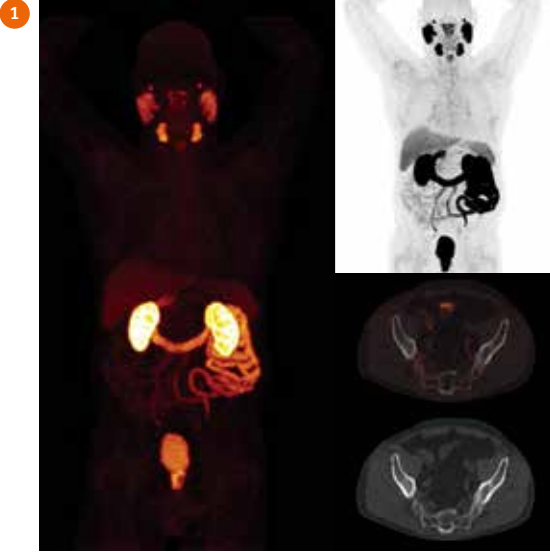
Biograph Vision

Yepyeni bir kesinlik ile tanışın

.....

Optiso UDR'li Biograph Vision'ın tanıda nasıl yepyeni bir kesinlik sağladığını görün.

Onkoloji

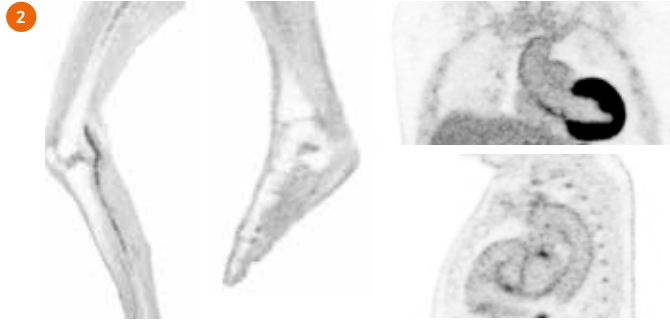


1 Veriler, University Medical Center, Groningen, Groningen, Hollanda'nın izniyle yayımlanmıştır.

Başka yöntemlerle incelendiğinde herhangi bir klinik ya da radyolojik metastaz kuşkusu göstermeyen primer prostat kanserli hastada küçük, 7 mm'lik soliter pelvik lenf nodu metastazi. Tek bir metastatik lenf nodu tespiti hastayı Gleason skorundan ya da PSA seviyesinden bağımsız olarak IV. evreye getiriyor. Biograph Vision, 100 MBq (2.7mCi) düşük doza ve 1 saat 45 dakikalık enjeksiyon sonrası gecikmeye rağmen, standart çekim süresi ile yüksek lezyon-arka plan kontrastı sağlıyor. (Şekil 1)

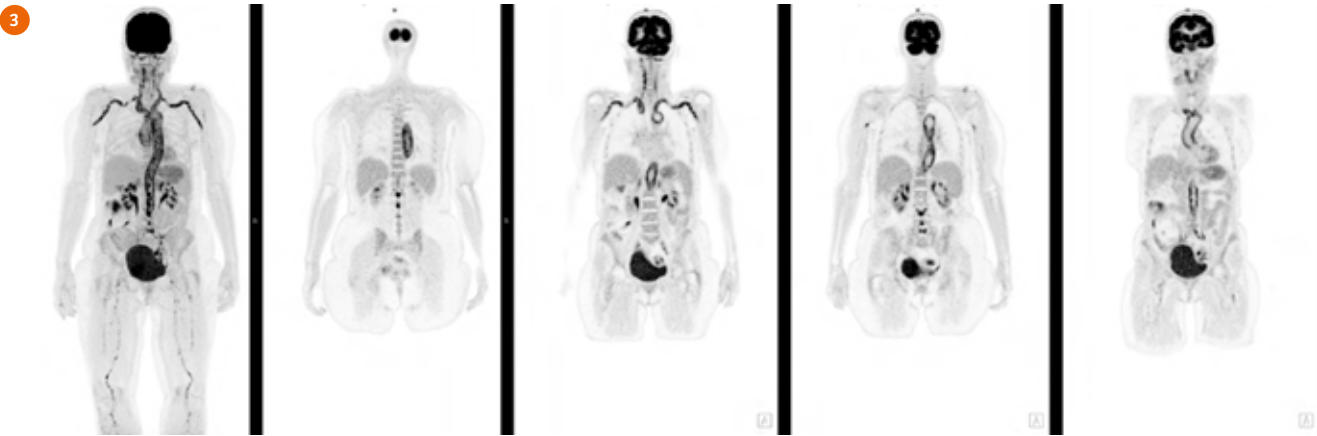
Ayak bileği ve diz eklemleri açık bir şekilde gösteriliyor ve ayak ortası kemikleri de görüntülenebiliyor. Papiller muskulatür ve aort duvarı ile kalp odacıklarının mükemmel netliği de görülebiliyor. (Şekil 2)

Biograph Vision sayesinde PET aktivitesinin tam lokalizasyonu mümkün oluyor ve bu da hasta yönetimini etkiliyor.



2 Veriler University Medical Center, Groningen, Groningen, Hollanda'nın izniyle yayımlanmıştır.

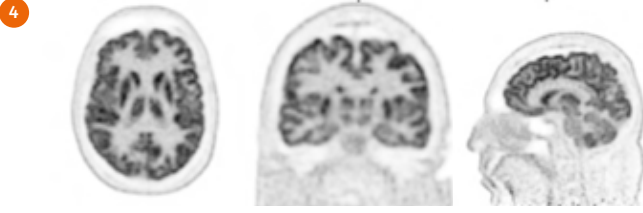
Aort kaplamının her yerinde, özellikle de renal kaliks kaudali seviyesinden abdominal aortta anormal heterojen olarak artmış aktivite. 214 ps TOF'den iyileştirilmiş kontrast, bu olguda vasküler yapılarıdaki alım düzeninin daha iyi görüntülenmesine yardımcı oluyor. (Şekil 3)



3 Veriler University Medical Center, Groningen, Groningen, Hollanda'nın izniyle yayımlanmıştır.

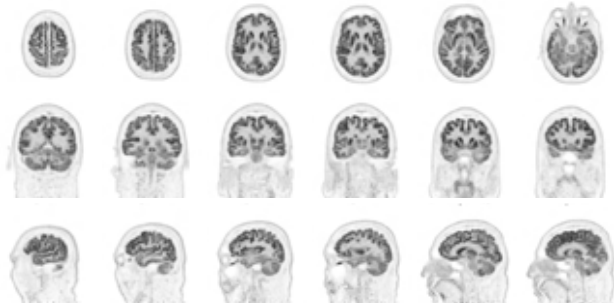
Nöroloji

Bu örnek, gri ve akmadde arasındaki yüksek kontrastı gösteriyor. Giruslar, bazal gangliyon ve serebellum etkileyici düzeyde net görülüyor. (Şekil 4)



4 Veriler Centre Hospitalier Universitaire Vaudois, Lozan, İsviçre'nin izniyle yayımlanmıştır.

5

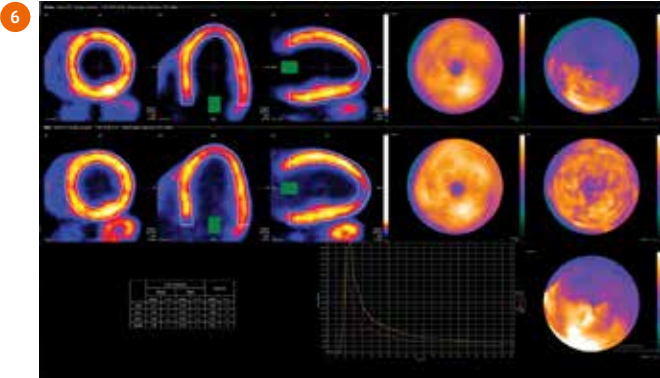


5 Veriler Centre Hospitalier Universitaire Vaudois, Lozan, İsviçre'nin izniyle yayımlanmıştır.

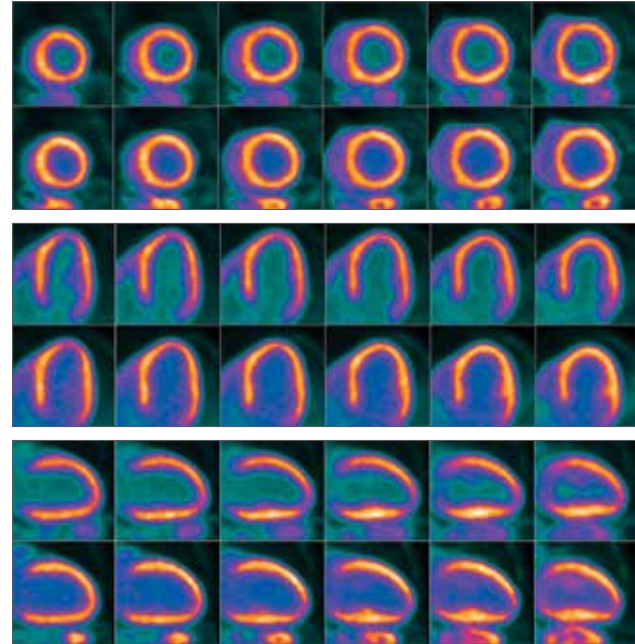
Korteks üzerinde normal serebral metabolizma. Sağ serebellumda bilinen serebrovasküler zedelenme alanına denk gelen görünür değişiklikler. İşlevini yerine getiren korteks mükemmel resmedilmiş ve korteks ile akmadde arasında keskin bir kontrast bulunuyor. Ayrıca, bazal gangliyonun kenarında keskin bir netlik, özellikle de enjekte edilmiş ^{135}MBq (3.6mCi) dozla keskin marjinal ve kaudat çekirdeğin başıyla putamenin belirgin ayrılığı görülüyor. (Şekil 5)

Kardiyoloji

Yüksek aktivite konsantrasyonu yönetimi gerektiren ^{82}Rb 'li miyokardiyal kan akışı (MBF) gibi uygulamalarda, Optiso UDR dedektörü mükemmel performans sağlıyor. Bu örnek, hem stres hem de dinlenme durumu için 700 MBq (18.9mCi) bir ^{82}Rb 'de sol ventriküler marjinlerin keskin netliği ve düşük gürültü ile yüksek görüntü kalitesini gösteriyor. 1.48 mL/g/dk stres MBF değerleri ile 2.07 global koroner akış rezervi gözleniyor. (Şekil 6)



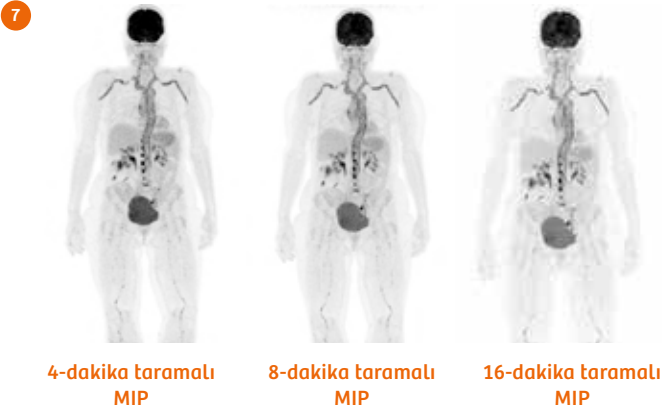
6 Veriler Centre Hospitalier Universitaire Vaudois, Lozan, İsviçre'nin izniyle yayımlanmıştır.



	Akış (mL/g/dk)				Rezerv	
	Stres		Dinlenme		Ortalama	Standart Sapma
	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma		
LAD	1.31	0.28	0.70	0.07	1.89	0.40
LCX	1.36	0.22	0.72	0.05	1.89	0.28
RCA	1.98	0.22	0.75	0.08	2.67	0.33
Global	1.48	0.37	0.72	0.07	2.07	0.48

5 dakikadan kısa sürede, yüksek kaliteli, düşük dozlu, tüm-vücut muayeneleri

Biograph Vision, görüntü kalitesinden ya da tarama hızından ödün vermeksizin, en gelişmiş mevcut teknolojiye[d] kıyasla kaydadeğer ölçüde daha düşük izleyici dozu enjekte edilmesini sağlıyor. Bu doz, hastanın maruziyetini azaltmanın yanı sıra izleyici madde maliyetlerini de düşürüyor. FlowMotion ile birlikte Biograph Vision, en gelişmiş mevcut teknolojiye[d] kıyasla BT radyasyonuna gereksiz maruziyeti azaltmak, daha yüksek hasta konforu sunmak ve muayene sürelerini daha da kısaltmak üzere tasarlandı. (Şekil 7)

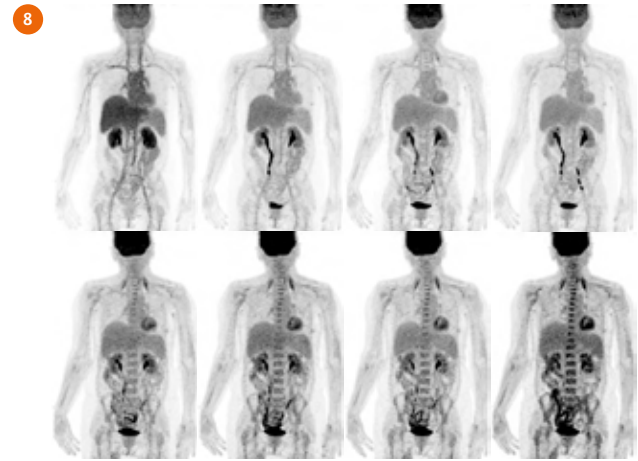


7 Veriler University Medical Center Groningen, Groningen, Hollanda'nın izniyle yayımlanmıştır.

Tutarlı görüntü kalitesi ve yeniden üretilebilirlik için ileri düzeyde standardizasyon

FlowMotion klinik endikasyonu esas olarak protokol geliştirmenize ve kaydetmenize imkan sağlıyor. Böylece hastalarınızın klinik rutinine kolaylıkla dâhil edilebiliyor. Böylece farklı kullanıcılardan gelen görüntülerin kalitesindeki değişkenlik azaltılabilir ve hastalığın bir muayeneden diğerine güvenilir bir şekilde görüntülenmesi mümkün oluyor.

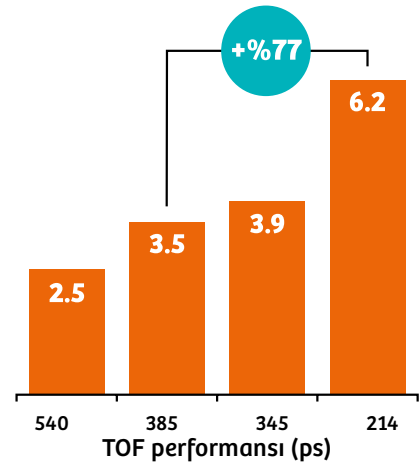
Söz konusu organı dedektör merkezine yerleştiren tek kişilik yatak pozisyonu ile sınırlı kalmak yerine, FlowMotion tüm-vücut dinamik görüntüleri almayı sağlıyor. Yatağı sürekli olarak vücudun tamamı boyunca kıvrakta çift yönlü olarak hareket ettiriyor, böylelikle zaman içinde izleyici madde dağılımı görüntülenebiliyor ve tüm-vücut Multiparametrik PET de klinik uygulamaya dahil edilebiliyor. (Şekil 8)



8 Tüm-vücut dinamik görüntüleme, zaman içinde tüm-vücut karelerinin alınmasına imkan sağlıyor. Görüntü Keio University, Tokyo, Japonya'nın izniyle yayımlanmıştır.

Time-of-flight duyarlılığı kazanımı

Daha hızlı time-of-flight[a] ve daha etkili hassasiyet[a] için 214-ps zamanlama çözünürlüğü. Kazanım 20-cm'lik bir silindirik fantom için hesaplanmıştır.



“Enjekte edilen aktiviteyi en az üçte bir oranında azaltabiliyoruz. Üstelik bu, çekim süresinin uzamasına yol açmıyor. Çekim süresi de azaltılabiliyor, dolayısıyla bu iki değişken üzerine çalışabilmekten ve daha iyi görüntüleri, daha az aktivite ile ve daha hızlı alabilmekten büyük memnuniyet duyduk.”

Prof. John Prior,
Centre hospitalier universitaire Vaudois CHUV

Parametrik görüntüleme yeniden üretilebilirliği artırıyor

PET görüntülemenin en önemli yanlarından biri, belli bir dokudaki izleyici alımını nicelme yetisidir. Statik görüntülere dayanarak SUV ,uygulanması klinik uygulamada yarı-kantitatif ölçütlerin kullanılmasını kolaylaştırmak açısından önemli bir dönüm noktasıydı. Bununla birlikte, PET izleyici madde dağılımı (her bir organa ve ilgi alanına özgü pek çok faktöre bağlı olarak değişen dinamik bir süreç) SUV ile her zaman isabetli bir şekilde açıklanamayabiliyor.

Parametrik görüntüleme değişkenliği azaltıyor olabilir, fakat konvansiyonel yöntemler son derece karmaşık ve zaman alan yöntemlerdir. Bu nedenle, parametrik görüntüleme çoğunlukla yalnızca araştırma ortamlarında kullanılıyordu.

FlowMotion Multiparametric PET Suite ile SUV'un ötesine geçin

FlowMotion Multiparametric PET Suite, ilk tam entegre parametrik PET görüntüleme çözümüdür. Gündelik klinik rutinde parametrik görüntülemenin uygulanmasını kolaylaştırıp hızlandırıyor. Tamamen otomatik ve PET/BT iş akışına entegre şekilde çalışıyor. Bu da kullanıcıların SUV, metabolik glukoz hızı (Ki) ve dağılım hacmi (DV) görüntülerini tek seferde alabilmelerini ve böylelikle planlama ve tedavi stratejisi için daha etkili bilgiler edinmelerini sağlıyor. Görselleştirme yazılımı çözümü syngo.via da okumayı kolaylaştıran özel bir iş akışını içeriyor. ●

Parametrik görüntülemeyi iş akışınıza entegre edin.

FlowMotion Multiparametric PET Suite broşürünü indirmek için QR kodu mobil cihazınıza okutun.



Onkolojide tüm vücut MR difüzyon görüntüleme: Ortaya çıkışı, uygulanması ve genel bakış

Dr. Giuseppe Petralia^{1,2,3}; Dr. Fabio Zugni⁴; Marco Martinetti B.Sc.³; Dr. Paola Pricolo¹; Dr. Massimo Bellomi^{1,2,3}

¹ Radyoloji Bölümü, Avrupa Onkoloji Enstitüsü (IEO), Milano, İtalya

² Onkoloji ve Hematoloji Bölümü, Milano Üniversitesi, Milano, İtalya

³ Bilimsel Komite, İleri Tarama Merkezleri – ASC Italia, Castelli Calepio (Bergamo), İtalya

⁴ Radyodiagnostik İhtisas Okulu, Milano Üniversitesi, Milano, İtalya

Geçmiş

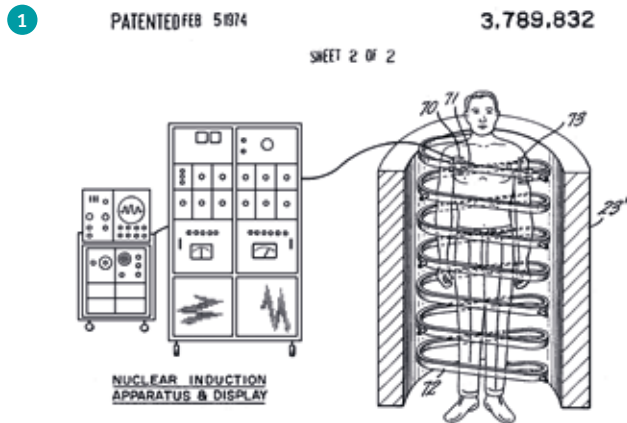
1905, Albert Einstein'ın en üretken yıllarından biriydi; modern fiziğin kurulmasına büyük katkı sağladığı, *annus mirabilis* dediği (Latince "olağanüstü yıl" anlamında) yıldır. Einstein o yıl, başka buluş ve yeniliklere ek olarak, Brown'ın parçacıkların rastgele hareketi hakkındaki teorisini genişletti [1]. İskoç botanikçi Robert Brown, parçacıkların sudaki hareketini fark eden ilk kişi olmuş, fakat bu hareketin altında yatan mekanizmaları belirleyememişti. Almanya doğumlu Nobel ödüllü Einstein için durum farklıydı. Einstein'ın teorisinin ilk kısmı, bir parçacığın belli bir zaman aralığında ne kadar yol kat ettiğini belirlemektir. İkinci kısmı ise difüzyon sabitini, bir parçacığın belli bir zaman aralığındaki ortalama-kareli yer

değişimi gibi fiziksel olarak ölçülebilir sayısal miktarlarla ilişkilendirmektir. Einstein su difüzyonunu gözlemledi, anladı ve sonunda da kantifiye etti.

1974'te R.V. Damadian ilk manyetik rezonans (MR) tarayıcısını "dokuda kanser tespiti için bir yöntem" [2] olarak tescil ettirdi. Bu bağlamda, difüzyon-ağırlıklı görüntülemenin hiçbir kaydedeğer rolü yoktu. Bu teknik yenilik uluslararası medyada geniş yer aldı ve kamuoyu üzerinde büyük bir etki yarattı. Hatta Damadian, bu yeni elektronik cihazla tüm vücutta kanserin yerini saptayabildiğini söyleyerek bu yeniliğin onkoloji açısından taşıdığı potansiyele dair beklentileri yükseltti.

On yılı aşkın bir süre sonra, Denis LeBihan isimli Fransız fizikçi bu iki

bulguyu birleştirmeye yönelik sezgisel bir fikir geliştirdi. Le Bihan su difüzyonunun insan beyinde manyetik rezonans görüntüleme ile görüntülenebileceğini gösterdi ve 1985'te MRG ile ilk difüzyon-ağırlıklı görüntüyü oluşturdu [3]. 1990'dan bu yana, difüzyon-ağırlıklı görüntüleme (DWI) iskemide tanısında standart bir nöroradyoloji aracı haline geldi. 2004'te Takahara ve ark. arka plan süpresyonlu difüzyon-ağırlıklı tüm vücut görüntüleme (DWIBS) adı verilen teknolojiyi sunarak DWI'nin geliştirilmesine öncülük eden bir katkıda bulundular. Bu teknolojiye, serbest solunum sırasında radyolojik görüntüler alınıyor, arka plan sinyalleri bastırılıyor ve tüm vücutta volümetrik çekimler ve çoklu kesit eksitasyonları mümkün hale geliyordu [4]. Difüzyonun manyetik rezonans görüntüleme rolüne ilişkin bu gelişmeler sayesinde, bilim camiası nihayet su moleküllerinin vücutta her yerinde bulunan biyolojik dokulardaki mikroskopik hareketini kantifiye etmeye yarayan bir yöntem kazanmış oldu. Geçtiğimiz on yıl içinde, tıbbi teknoloji tedarikçileri tüm vücut MRG'nin (WB-MRI), morfolojik ve difüzyon-ağırlıklı görüntüler de dâhil olmak üzere, yalnızca 30–45 dakika içinde gerçekleştirilebilmesini sağlayan inanılmaz teknolojik gelişmeler sundular. Üstelik, klinisyenler bu radyasyonsuz tekniği malignitelerin yönetiminde ve kanser taramasında kullanmanın pek çok heyecan verici yolunu buldular.



1 Damadian'ın tüm vücut MRG cihazı, aslından alıntı. A.B.D. Patent No. 3789832, 5 Şubat 1974.

WB-MRI'nın kanser histotipine göre kılavuz ilkeleri ve başlıca kullanımları

Kanser hastalarının yönetiminde etkin olduğu yönündeki artan kanıtların ardından, WB-MRG kullanımı geçtiğimiz on yıl içinde katlanarak arttı [5]. Çeşitli kanser histotiplerinin yönetiminde, kimi olgularda en yüksek düzeyde bilimsel kanıtlarla desteklenen teşvik edici sonuçlar [6], WB-MRI'nın birçok malignitenin yönetiminde oynadığı rolü sağlamlaştırdı. Son yıllarda, birtakım klinik kılavuz ilkelerde, WB-MRI'nın kullanılması tavsiye edilmeye başladı ve modern onkolojide bu teknik için önemli kullanım biçimleri bulundu.

Multipl miyelom

Multipl miyelom (MM) kemik iliğinde neoplastik plazma hücrelerinin akümüasyonu ile karakterize bir hematolojik kanserdir. Kemik kırıklarının, osteolitik lezyonların ya da osteoporozun varlığıyla ayırt edilen kemik hastalığı, multipl miyelomda önemli bir morbidite ve mortalite nedenidir [7]. Bu nedenle, Uluslararası Miyelom Çalışma Grubu'nun (IMWG) kılavuz ilkelerine göre, konvansiyonel radyografide asemptomatik bir kemik hastalığının varlığı bile, tedavi gerektiren bir semptomatik MM kriteri kabul edilmelidir [8]. 611 MM hastasından oluşan bir hasta dizisinde MRG, tüm vücut X-ray taramalarında, MM sistemik yayılımının en yaygın görüldüğü bölgeler olan omurga, pelvis ve sternumda fokal lezyonların litik lezyonlardan daha fazla olduğunu tespit etti (sırasıyla %78 ile %16; P 0.001; %64 ile %28; P 0.001 ve %24 ile %3; P 0.001) [9]. Dahası, yeni tanı koyulmuş multipl miyelomlu 41 hasta ile yapılan bir çalışmada, iskelet lezyonlarının tespitinde WB-MRI'nın konvansiyonel tüm vücut BT taramasından daha üstün olduğu görüldü. Bu nedenle, WB-MRI hem tanı hem de tedaviye yanıtın izlenmesi için kemik iliği enfiltrasyonu olan bölgeleri

tespit etmek için kullanılmalıdır. MM'li hastalarda görüntülemenin rolüne ilişkin olarak İngiliz Hematoloji Topluluğu [10] tarafından oluşturulan kılavuz ilkelerde, WB-MRI multipl miyelomun her biçiminin evrelendirilmesi için tavsiye ediliyor (Tavsiye Derecesi A, GR A, en yüksek kanıta-dayalı tıp düzeyini ifade eder). Oligosekretör ve non-sekretör miyelomların (Kanıt Düzeyi, LoE 1B [11]) ve ekstremiteler hastalığının (LoE 1B [12]) izlenmesi için de öneriliyor. GR A tavsiyesi aynı zamanda, WB-MRI'nın, MGUS ve multipl miyelom arasında bir klinik seyri olan erken evre maligniteli soliter kemik plazmasitomunun (SBP) evrelendirilmesi için de kullanılması gerektiğini gösteriyor.

Prostat kanseri

Prostat kanseri erkeklerde en yaygın olan histotiptir. Kimi prostat kanseri tipleri yavaş büyür ve hiç tedavi gerektirmez ya da az tedavi gerektirirken, kimileri agresif davranış geliştirerek sistemli evrelendirme ve takip gerektirebiliyor. Avrupa Üroloji Derneği tarafından geliştirilen kılavuz ilkeler, yüksek riskli hastalarda asgari olarak enine kesitli abdominopelvik görüntüleme ve kemik taraması yapılmasını tavsiye ediyor (GR A, LoE 2A [14]). Bununla birlikte, bu kılavuz ilkeler kemik metastazı tespitinde MRG'nin kolin PET/BT'den (%91) ve kemik taramalarından (%78) daha hassas (%97) olduğunu öne sürüyor. Yakın zamanda Shen ve ark. tarafından, bu üç görüntüleme tekniğinin diagnostik isabetliliğini karşılaştıran 18 çalışma üzerinde yapılan bir meta-analizde de bu kanı doğrulandı [15]. Dahası, radyolojik metastaz analizinin de prognostik değeri bulunuyor ve tedavi yönetimi protokollerini değiştiriyor [16].

İlerlemiş prostat kanserinde (APC) metastaz yönetimi çok önemlidir: bu hastalıktan ölen hastaların %90'ından fazlasında iskelet metastazları vardır. Enzalutamid ve abirateron ve radyum-223 ile tedavi edilen metastatik kastrat dirençli prostat kanseri (mCRPC) hastalarında, her üç

progresyondan en fazla biri, hiçbir klinik semptom veya PSA (protat serum antijeni) progresyonu olmaksızın, radyolojik olarak tespit ediliyor [17, 18]. Üstelik, PSMA PET/BT, androjen reseptör inhibisyonu sırasında tümör viyabilitesi hakkında bilgi sağlayamayabiliyor. Yakın tarihli iki değerlendirmede, WB-MRI'nın kemik metastazlarının tedaviye yanıtını izlememize imkân veren güçlü bir görüntülemeye yönelik ihtiyacımızı karşılama potansiyeli saptandı [19, 20]. St Gallen İlerlemiş Prostat Kanseri Konsensus Konferansı (APCCC) kastrat-dirençli hastalar hakkında açık tavsiyelerde bulunuyor. Tavsiyeler, mCRPC'de hastalık aktivitesini izlemek için PSA'nın tek başına yeterince güvenilir olmadığını (zira metastazlar PSA artmadan da gelişebilmektedir) ve yeni bir tedavi yoluna girmeden önce görüntüleme yapılması gerektiğini teyit ediyor [21]. Ayrıca, APCCC tavsiyeleri "hem BT'de hem kemik taramalarında iyi tanımlanmış kemik lezyonları söz konusu olduğu için kemikte hastalık izlemesi bilhassa zordur [...] planlar kemik sintigrafisinin yetersizlikleri olduğu ve tüm vücut MRG gibi daha yeni görüntüleme teknolojileri kadar hassas olmadığı kabul edilmektedir" diyerek bu görüşü destekliyor. Son olarak, "bu daha yeni görüntüleme tekniklerinin bulunabilirliğinin kısıtlı olduğunu" teslim etmekle birlikte, APC Konsensus Konferansı "ileri spinal/ tüm-vücut MRG teknikleri[nin] kemik hastalığını saptama ve ölçme konularında da planar kemik taramalarından daha iyi" olduğunu doğruluyor.

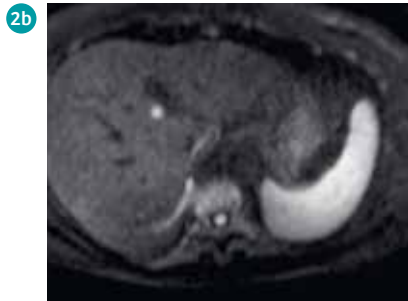
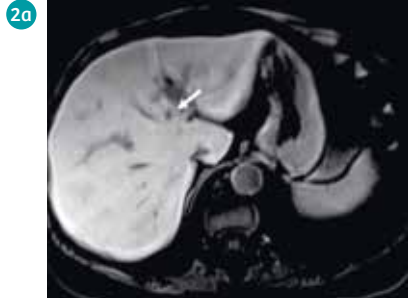
Melanom

Son yıllarda ilerlemiş melanomun klinik yönetiminde kaydadeğer gelişmeler görmüş olsak da IV. evre melanomlu çoğu hasta yine de bu hastalıktan dolayı hayatını kaybediyor. Bu nedenle, 2012'den beri, klinisyenlere ve cerrahlara habis melanomun tedavisine ilişkin makul pratik tavsiyelerde bulunan kılavuz ilkeler yayımlanıyor. Birkaç meta-analizde ve sistematik değerlendirmede, WB-MRI'nın

onkolojide PET/BT'ye alternatif geçerli bir yöntem olduğu kabul edildi [22, 23]. Başkaca çalışmalar da WB-MRI'nin melanom hastalarında ekstrakraniyel metastazları tespit etmede son derece hassas olduğunu doğruladı [24]. Hepatobiliyer kontrast maddeli MR'in hepatik sekonder lezyonların tespiti için en iyi görüntüleme stratejisi olduğu düşünülmekle birlikte, olgu çalışmasında kısaca anlatıldığı gibi, küçük karaciğer metastazları difüzyon-ağırlıklı görüntülemenin tek yöntem olarak kullanılmasıyla da güvenilir şekilde tespit edilebiliyor (Şekil 2).

Dahası, akciğerlerde melanom kaynaklı küçük metastatik lezyonların tespitinde referans BT taramalarına uygulanabilir bir radyasyonsuz alternatif olarak, standart olmayan ultra-kısa TE (UTE)¹

Hepatik metastazlar: Kontrast gerçekten şart mı?



- 2 III. evre melanomlu bir hasta hepatobiliyer-spesifik kontrast maddeli (gadolinium- etoksibenzil-dietilenetriyamin penta-asetik asit, Gd-EOB- DTPA) WB-MRI'a giriyor. Geç hepatobiliyer faz, enjeksiyonun 20 dakika sonrasında (2A), dördüncü segmentte 9 mm'lik bir metastazın varlığını ortaya çıkarıyor (beyaz ok). Aynı lezyon, aynı oturumda alınan yüksek b-değerli (900 s/mm²) difüzyon-ağırlıklı görüntüde açıkça tespit edilebiliyor.

MRG sekanslarında [25] yakın zamanda meydana gelen gelişmeler araştırılıyor (Şekil 3).

Alman Dermatoloji Topluluğu ve Dermatolojik Kooperatif Onkoloji Grubu [26] adına yürütülen bir çalışmada, Pflugfelder ve ark. ilerlemiş melanomun (III. evre veya daha ilerisi) enine kesitli görüntülemesi için WB-MRI'ı şiddetle tavsiye ediyor ve bu yöntemin etkinliğinin tüm vücut BT ve PET/BT'ye eşdeğer olduğunu ileri sürüyor. Üstelik WB-MRG, IIC ile IV arasında evrelendirilen melanomlu hastalarda takip için de tavsiye ediliyor [27].

Meme

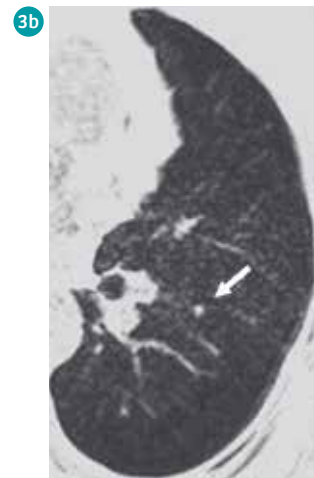
Meme kanseri, kadınlar arasında ikinci sırada yer alan ölüm nedenidir. Primer invazif meme kanseri tanısı koyulmuş olan 25.336 kadın esas alınarak yapılan bir epidemiyolojik çalışma, kemiğin en yaygın metastaz alanı olduğunu doğruluyor [28]. Geniş çaplı olarak kabul gören RECIST kriterlerinin (Solid Tümörlerde Yanıt Değerlendirme Kriterleri) kemik lezyonlarının izlenmesinde kullanılmaması gerekiyor, çünkü bunlar, ölçümlenemeyen kriterler olarak kabul ediliyor. Ayrıca, gözden geçirilmiş RECIST 1.1 bu konuyu tam olarak ele almakta yetersiz kalıyor. Yeni kriterlere göre, kemik metastazları ancak en az 10 mm çapındaki bir kitle ile çevreleyen yumuşak dokuya yayıldıkları zaman ölçümlenebilir oluyor [29]. Bu da çoğu olguda gerçekleşmiyor.

Klinik uygulamaya girdiğinden bu yana, konvansiyonel MRG, kimi olgularda başka görüntüleme teknikleri ile başarmayacak olan, olağanüstü hassasiyetle görüntüleme sunabildiğini kanıtladı [30]. Yang ve ark. tarafından kemik metastazlı 15.221 hastayı kapsayan 145 çalışma üzerinde yürütülen bir meta-analizde, WB-MRI lezyon tespitinde FDG-PET (%91) ve kemik taramasından (%79)

¹ Ürün henüz geliştirme aşamasındadır ve ABD'de ya da başka ülkelerde satışa değildi. Gelecekte satışa sunulacağının garantisi yoktur.

daha yüksek (%97) hassasiyet gösterdi [31]. Bununla birlikte, kimi durumlarda konvansiyonel MRG yetersiz kalabiliyor. Örneğin, T1 psödo-progresyon olarak bilinen bir fenomen meydana gelebiliyor. Tedaviye güçlü bir yanıtın sonrasında, T1 hipointansite olarak görünen ve progresyon olarak yanlış sınıflandırılacak bir kemik iliği ödemiyle sonuçlandığında bu durum ortaya çıkıyor. Böyle olgularda, T1-ağırlıklı görüntülere DWI eklenmesi hem kemik iliği ödeminin varlığına hem de su moleküllerinin saptanmasının önündeki

BT ve MRG'de akciğer metastazi



- 3 IV. evre melanomlu bir hasta, düşük dozlu akciğer BT'si ve WB-MRI yapılan bir takip muayenesine giriyor. Aksiyel BT görüntüsünde (3A'daki ok) ve aksiyel T1-ağırlıklı görüntüde (3B'deki ok), sol inferior lobda subsantimetrik bir metastaz saptanıyor.

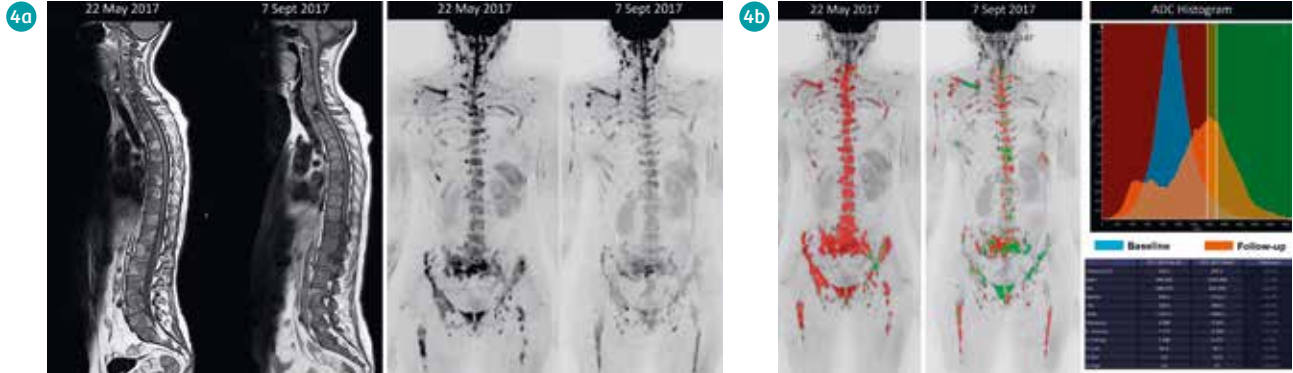
kısıtlamaların ortadan kalkmasına olanak veriyor ve böylelikle yanlış tanıyı önüyor [32]. Sklerotik yanıt, tedavinin ardından, kemik metastazları morfolojik T1 görüntülerinde herhangi bir değişiklik olmaksızın görüldüğünde, fakat ADC haritasında açıkça görülebilen bir yanıt olduğunda gerçekleşiyor. Bu yanıt, ADC değerinde $1,500 \mu\text{m}^2/\text{s}$ 'yi aşan bir artışla saptanıyor; bu değer, tedaviye yanıt için iyi belgelenmiş bir eşiktir (Şekil 4).

WB-MRI'nın, konvansiyonel görüntüleme tekniklerinden üstün olan diagnostik performansının, kanser hastalarının yönetimi ve nihai olarak, sağkalımları üzerindeki etkisinin değerlendirilmesine yönelik çalışmalar sürüyor. Yakın zamanda yapılan bir çalışmada, Kosmin ve ark. [33] metastatik meme kanserli hastalarda takip amacıyla aynı zamanda yapılmış (14 günlük bir süre içinde) göğüs, batin ve pelvisle ait

(BT-CAP), 210 eşleştirilmiş WB-MRI ve bilgisayarlı tomografinin bulgularını karşılaştırdı. 46 tarama çiftinin görüntülemesinde progresif hastalık (PD) tespit edildiği için tedavi değişiklikleri yapıldığı gözlemlendi; bu çiftlerden 16'sında (%34.7), PD yalnızca WB-MRI taramalarında görünür oldu ve BT muayenesinde tanılanmadı. Bu gözlem, gerçek klinik uygulamada WB-MRI'nın BT-CAP'a kıyasla taşıdığı fazladan değeri vurguluyor. Farklı gen profili ekspresyonları olan ve dolayısıyla farklı şekilde yönetilmesi gereken birkaç tanınmış meme kanseri histotipi vardır. Kimi olgularda, bu meme kanseri tipleri hedeflenen tedavilerden fayda görebiliyor [34]. İnvazif lobüler meme kanserinin (ILC) tedavisinde klinik uygulama, meme kanseri hastalarında WB-MRI kullanımının önemini ortaya çıkardı. En yaygın ikinci histolojik alttip olan ILC'de, metastazların yayılımı, en yaygın histolojik alttip olan invazif

duktal meme kanserinden (IDC) daha farklıdır. ILC'nin PET ve BT teknikleri kullanılarak araştırılma bakımından zorlayıcılıkları ile bilinen bölgeler olan gastro-intestinal (GI) organlara, peritoneuma ve retroperitoneuma ve plevraya yayılma olasılığı istatistiksel olarak IDC'ye kıyasla daha yüksektir [35]. Dahası, ILC kaynaklı metastazlar, diğer meme kanseri histotiplerine kıyasla, FDG'ye daha az meyillidir [36] ve dolayısıyla FDG-PET taramalarındaki görünürlükleri daha azdır. Bu, hücreler arası adhezyonu sağlayan ve doku yüzeylerine nüfuzu kolaylaştıran E-kaderin membran ekspresyonunun azlığı (ya da yokluğu) ile ilişkilendiriliyor. ILC kanser hücrelerinde bu özellik, hastalığın karakteristik yayılmasından sorumludur. Bu, "tek sıra" neoplastik büyüme olarak biliniyor ve neoplastik hücrelerin GI organların neoplastik olmayan duktalarının etrafındaki parenkime enfiltrasyonunu ya da peritoneuma veya retroperitoneuma

Kemik metastazlarının psödo-progresyonu



4 45 yaşında, metastatik meme kanserli kadın. Kapesitabin ve vinorelbin ile third-line tedavi öncesinde ve sonrasındaki WB-MRI muayeneleri.

(4A) T1-ağırlıklı sagittal görüntülerde, kemoterapinin ardından bütün omurgada sinyal yoğunluğunda diffüz azalma saptandı. Bununla birlikte, bu durumun progresif hastalıkla mı, stabil hastalıkla mı, yoksa tedaviye yanıtla mı tutarlı olduğunu değerlendirmek mümkün değil. Bu bulgu bazen kemik metastazları sitotoksik kemoterapiye yanıt verdiğinde gözlenebiliyor. Kemik iliğindeki ekstrasellüler suda meydana gelen ve T1-ağırlıklı görüntülerdeki sinyal intansitesini azaltarak hastalık progresyonunu taklit eden artıştan kaynaklanıyor. Yüksek b-değerli (900 s/mm^2) difüzyon ağırlıklı görüntülerdeki maksimum instansite projeksiyonu (MIP), tedavi sonrasında sinyal intansitesinde, aslında tedaviye yanıtla tutarlı olan azalan sellülarite ile ilgili bir azalma gösteriyor.

(4B) syngo.via Frontier² MR Total Tumor Load yazılımında (Siemens Healthineers; piyasaya sürülmüş araştırma prototipi) girilen WB-tümör yükü segmentasyon. Yüksek b-değerindeki (900 s/mm^2) MIP görüntüleri ADC değeri renk sınıfları ile gösterilen eşikler kullanılarak örtüştürüldü. Yeşil vokseller $1500 \mu\text{m}^2/\text{s}$ ve altındaki değerler ('çok yüksek ihtimalle yanıt vermekte olan' vokselleri temsil ediyor). Sarı vokseller, tedavi öncesine ait histogramın 95. sentil ADC değeri ($1390 \mu\text{m}^2/\text{s}$) ile $1500 \mu\text{m}^2/\text{s}$ arasında kalacak şekilde ayarlandı ve 'muhtemelen' yanıt vermekte olan vokselleri temsil ediyor. Kırmızı vokseller büyük ölçüde tedavi edilmemiş ve halen aktif olan hastalığı temsil ediyor. Karşılık gelen rölatif frekans histogramlarındaki ADC değerlerinde genel bir artışla birlikte ($946 \mu\text{m}^2/\text{s}$ ve $1742 \mu\text{m}^2/\text{s}$), aktif hastalığın hacminde bir azalma ölçüldü (tedavi öncesinde 418 mL ve tedavi sonrasında 255 mL). Not: Kırmızı voksellerin azalan kaplamı ve hacmi, tedavi yanıtıyla tutarlıdır (tedavi öncesinde %94 ve tedavi sonrasında %56). Tedavi sonrası taramadaki rezidüel kırmızı bölgeler yüksek olasılıkla omurga, pelvis, kol ve bacaklardaki düşük ADC değerli rezidüel aktif hastalığı temsil ediyor.

² syngo.via Frontier yalnızca araştırma içindir, bir tıbbi cihaz değildir.

yayılmasını içeriyor [37]. Bizim deneyimimizde, WB-MRG'nin BT taramalarına kıyasla sahip olduğu üstün kontrast çözünürlüğü ve sayesinde, difüzyon-ağırlıklı görüntülemenin 'belirsiz' yapısı (hipersellüler lezyonlar, glukoz metabolizmasından bağımsız olarak her zaman görünürdür), hastalığın GI organlara ya da peritoneum/retroperitoneuma neoplastik yayılmasının varlığını BT ve FDG/PET-BT taramalarından daha erken ve daha etkin bir şekilde tanımlayabildi (bkz. Şekil 5). Son olarak, WB-MRI gebelikte meme kanserinin tespitinde ve evrelendirmesinde olağanüstü sonuçlar verdi. Bu olguların %40'ında, meme kanseri ileri bir evrede prezante oluyor ki bu, genel meme kanseri popülasyonunun oranının 2,5 katı. Bu, kemik, karaciğer ve göğüs malignitelerinin doğru evrelendirilmesinin çok büyük önem taşıdığı anlamına geliyor. Bununla birlikte, iyonizan radyasyon ve intravenöz kontrast madde uygulaması içeren görüntüleme tekniklerinin gebelik sırasında sınırlandırılması gerekiyor. Bu da, WB-MRI'ı meme kanserli gebe kadınlarda sistemik evrelendirmede tercih edilecek görüntü yöntemi yapıyor [38].

Lenfoma

DLBCL, foliküler lenfoma ve Hodgkin lenfoma da dâhil olmak üzere, en yaygın lenfomalar için tavsiye edilen görüntüleme tekniği FDG-PET/BT'dir [39]. Bununla birlikte, diagnostik performansı glukoz metabolizmasına bağlıdır ve glukoz metabolizmaları ağır biçimde değişmiş olan hastalar bu görüntüleme tekniği için ideal adaylar olmayabilirler.

Öte yandan, WB-MRI'nın hedefi, tüm vücutta hipersellülaritenin araştırılmasıdır. Dolayısıyla bu teknik yüksek ihtimalle, FDG-PET'e kıyasla histolojiye daha az bağlıdır ve dolayısıyla FDG aktivitesi zayıf olan ya da hiç olmayan hastalar için daha uygundur. 140 hasta ile yapılan prospektif çalışmada, WB-MRI değişken FDG aviditeli lenfoma alttıpi görülen hastalarda (çoğu MALT lenfoma) hem FDG-PET/BT'den hem de CE-BT'den daha iyi bir diagnostik performans gösterdi [40].

WB-MRI'ın rağbet görmekte olan bir başka önemli kullanımı da genç (35 yaş altı) lenfoma hastalarındadır. Geçtiğimiz on yıl içinde, lenfoma hastalarında, özellikle de genç hastalar arasında, sağkalım

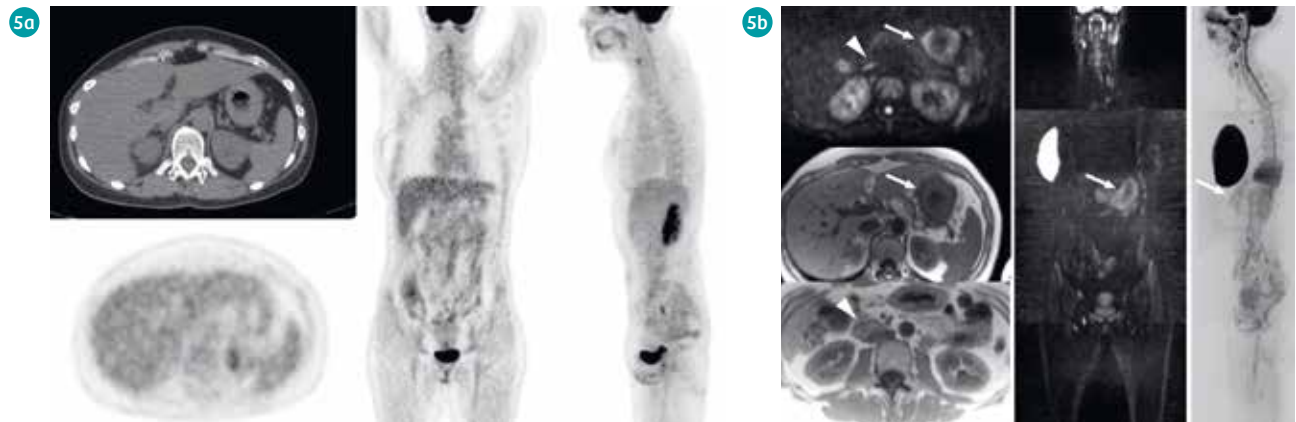
oranlarında ümit vaat eden artışlar oldu. Yine de NCCN kılavuz ilkeleri hâlâ, düşük evreli lenfomaların klinik yönetimi de dâhil olmak üzere, BT veya PET/BT muayenelerinin her yıl tekrarlanmasını tavsiye ediyor [41]. WB-MRI, hem evrelendirmede hem de takipte, PET/BT ile kıyaslanabilecek bir diagnostik performans gösteriyor.

Bu nedenle, daha genç hastalar için doz-tasarruflu bir kriter getirilmesinin ardından, WB-MRI, genç lenfoma hastası alt grubunda PET/BT ve BT'ye bir alternatif olarak düşünülebilir.

Kanser taraması ve WB-MRI

Kanser taramasının amacı kanseri semptomlar ortaya çıkmadan önce tespit etmektir. Birkaç tarama testinin kanserin erken teşhisine faydalı olduğu ve o hastalıktan ölme ihtimalini azalttığı kanıtlandı [42]. Binlerce hayat kurtarmış olan Pap testleri, meme mamografisi (kadınlar için) ve hem kadınlar hem de erkekler için FOBt, bu nedenle pek çok ülkede standart hale geldi [43]. Bununla birlikte, standart tarama testleri, Li-Fraumeni sendromlu (LFS) ve nörofibromatozlu (NF) hastalar gibi genetik olarak kansere yatkın olan

Lobüler meme kanseri kaynaklı gastrik ve peritoneal metastazlar



- 5 Lobüler meme kanserli 44 yaşında bir kadın cerrahi sonrasında CA 15.3'te persistan ve devam eden artıştan dolayı hastalık reküransı kuşkusu sebebiyle birkaç FDG PET/BT taramasına giriyor. FDG PET/BT'de hiçbir şüpheli bulguya rastlanmıyor (5A). 15 gün sonra yapılan WB-MRI (5B), yüksek b-değerli görüntülerde b-900 DWI (beyaz oklar) karşılık gelen anormal ölçüde yüksek sinyal intensitesi ve sağ anteriyör renal fasyada şüpheli solid doku (beyaz ok ucu) ile birlikte, gastrik duvarda kalınlaşma gösteriyor. İki ay sonra gerçekleştirilen ikinci WB-MRI muayenesinde aynı bulgulara rastlanıyor. Birkaç gastrik duvar punch biyopsisi ile gastroskopi gerçekleştirildi ve lobüler meme kanseri hücrelerinin habis enfiltrasyonunun varlığını doğruladı.

denekler için yeterli bulunmuyor. Bu durumların görüldüğü hastalar için, WB-MRI kullanan ileri görüntüleme tavsiye ediliyor. Dahası, genel asemptomatik denek popülasyonu için ileri görüntülemenin faydalarına ilişkin yüksek beklentiler bulunuyor.

Li-Fraumeni sendromu

İlk kez 1969'da tanımlanmış olan Li-Fraumeni sendromu (LFS), TP53 tümör supresör geninin germline mutasyonlarının neden olduğu, son derece penetran olan bir kansere eğilimli sendromdur [44]. Esas itibarıyla, bu nadir, otosomal dominant, kalıtsal bozukluk, taşıyıcıları geniş bir kanser tipi yelpazesinin gelişmesine predispoze eder. Bu sebepten sarkoma, meme, lösemi ve adrenal bez (SBLA) sendromu olarak da bilinir. Yakın zamanda yapılan bir meta-analiz, WB-MRI'nin TP53 mutasyon taşıyıcılarının klinik

yararlılığına ilişkin istatistiksel açıdan ilk sağlam tahmini geçerli kılıyor [45]. Buna ek olarak, bu denek grubundaki kanser tespit oranı hakkındaki UK SIGNIFY çalışmasından elde edilen sonuçlar, en azından bir baseline tüm vücut MRG taramasının uygulanmasını destekliyor [46]. Ayrıca, MD Anderson Kanser Merkezi, dünyanın en büyük LFS hastaları derneği olan LFS ile birlikte, bu sendromun erken tespitine ilişkin ilk kılavuz tarama ilkelerini oluşturdu. LEAD (Li-Fraumeni Sendromu Eğitim ve Erken Tespit) tarafından oluşturulan kılavuz ilkeler LFS'ye bağlı sarkomalardan etkilenen 1 ila 10 yaş arasındaki pediatrik hastalar³ için ve sarkomalardan, beyin tümörlerinden veya adrenokortikal tümörlerinden mustarip olan 10 yaş ve üstü hastalar için WB-MRI kullanılmasını tavsiye ediyor [47].

Son olarak, yakın tarihli bir Ulusal Kapsamlı Kanser Ağı (NCCN), LFS

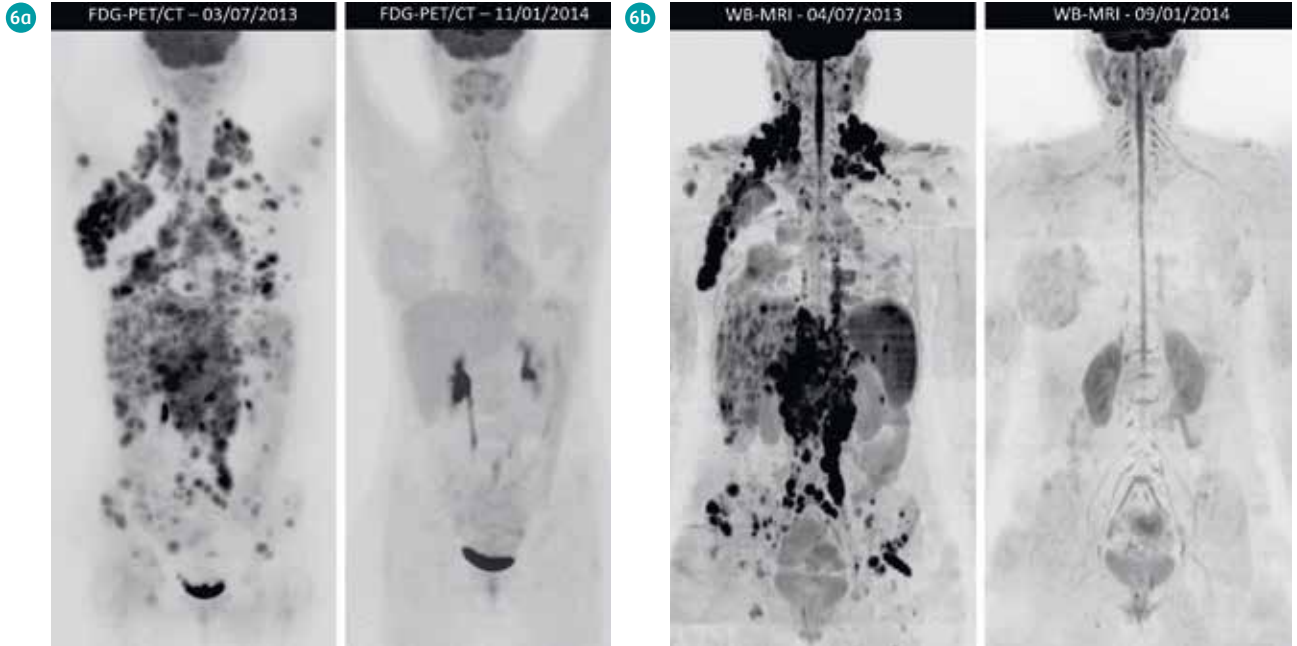
hastalarının WB-MRG de içeren yıllık taramasının bir referans standardı olmasını öneriyor [48].

Nörofibromatoz

Nörofibromatoz, sinir dokusunda tümör oluşumuna neden olan bir genetik bozukluktur. Bu tümörler beyin, spinal kord ve sinirler de dâhil olmak üzere, sinir sisteminin herhangi bir yerinde gelişebiliyor. Nörofibromatoz tanısı genellikle çocuklukta ya da erişkinliğin başında koyuluyor. Premalign ve malign tümörlerin saptanması, NF'li hastaların klinik yönetimi açısından elzem, fakat bu hedefin gerçekleştirilmesi nörofibromaların heterojenliğinden dolayı zorlu bir konu olmayı sürdürüyor. Çoğu pediatrik malignite, engellenmiş su difüzyonlu küçük yuvarlak hücre tümörü olduğundan, difüzyon-ağırlıklı görüntüleme özellikle çocuklar söz konusu olduğunda cazip bir teknik. Ayrıca WB-MRI, NF'nin üç ana klinik

³ Siemens Healthineers Sorumluluk Reddi yazarların görüşünü yansıtmamaktadır: MR taramanın fetüslerin ve iki yaşından küçük çocukların görüntülenmesinde güvenli olduğu kesinleşmemiştir. Sorumlu hekim, MR tetkikin faydalarını, başka görüntüleme tekniklerinin faydalarıyla karşılaştırmalıdır.

Tedavi sonrası yanıtın değerlendirilmesi



- 6 Birkaç sistemik tedavi line'ının ardından, non-Hodgkin lenfoma relapsı olan 22 yaşında bir kadın (Ann Arbor evresi IVb), ESHAP düzeni ve periferik kan kök hücre transplant ile kombine olarak yeni bir kemoterapiye girdi. Hasta tedavi öncesinde ve tedavinin altı ay sonrasında FDG PET/CT ve WB-MRI taramaları yaptırdı. PET/CT (6A) ile yanıt değerlendirmesi, bütün vücut bölgelerinde tam yanıtla (CR) tutarlı olan anormal FDG alımının tam çözünürlüğünü gösteriyor. Aynı zaman noktalarında WB-MRI kullanılarak yapılan yanıt değerlendirmesi (6B) de CR'yi göstermekte aynı derecede etkindir.

görünümünün tespitindeki ve evrelendirilmesindeki etkinliği de kanıtlandı: tip 1 nörofibromatoz (NF1), tip 2 nörofibromatoz (NF2), ve schwannomatoz (SWN).

Ulusal Kanser Enstitüsü hâlihazırda, WB-MRI'nin habis periferik sinir kılıfı tümörlerinin (MPNST) tespitinde kullanıma girmesi için kılavuz ilkelerin hazırlanmasını tavsiye etmiş bulunuyor. [49]. Bütün MPNST'lerin yaklaşık yarısı nörofibromatozlu insanlarda tanılanıyor ve bu nadir maligniteyi geliştiren NF1'li hastaların ömür boyu riski %8 ila 13 arasında gerçekleşiyor. Dahası, Cashen ve ark. [50] tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, tedavi edilen hastalar arasında %84'lük bir toplam sağkalım oranı görüldü. Bu, ileri görüntülemenin erken tanı ve tedavi yönetimindeki kilit rolünü vurguluyor. Uluslararası Nörofibromatoz ve Schwannomatoza Yanıt Değerlendirmesi İşbirliği (REINS), WB-MRI'nin NF'de kullanımı için resmi tavsiyeler geliştirme sürecindedir [51]. Birleşik Krallık'taki en büyük NF hastaları derneği olan The Neuro Foundation hâlihazırda, bütün vücutta nörofibromatozun ön belirtilerinin araştırılması için MRG'yi tavsiye ediyor [52].

Asemptomatik denekler ve tarama

Kanser için mevcut paradigmlar ve tedaviler azımsanamayacak bir ilerleme ile sonuçlanmış olmakla birlikte, onkolojik hastalıklarda sıklıkla uzun vadeli izleme ve iyileştirme sağlanamıyor. Bu nedenle, asemptomatik hastalarda, primer neoplazmanın yayılmasından önce, erken tespit ve tanı kritik önem taşıyor. Subklinik hastalığın erken tespiti önleyici tedbirlerin ve tedavi girişimlerinin hastalığın geç evrelerindense erken evrelerinde, daha etkin ve verimli bir şekilde başlatılmasını mümkün kılabilir. Görüntülemeden elde edilen bulgular erken ve potansiyel olarak iyileştirilebilir hastalık tespitiyle sonuçlanabilir. Ayrıca, bir görüntü özelliğinin normal mi

yoksa daha ayrıntılı muayene gerektiren türden mi olduğuna karar verilmesinde radyolog büyük rol oynuyor.

İleri görüntüleme tekniklerinin büyük kohort çalışmalarında kullanılması, epidemolojik araştırmada giderek yaygınlaşan bir yaklaşım. Framingham Heart çalışması [53], Multi-Etnik Ateroskleroz Çalışması [54] ve Rotterdam çalışması [55], bu tür tekniklerin paha biçilmez bilimsel katkısını gösteriyor. Buna ek olarak, ileri görüntüleme karmaşık hastalık süreçlerine dair kavrayışımızı ve daha sonraki hastalık durumlarının öncülleri olarak yeni görüntüleme biyoişaretleri saptama becerimizi de geliştiriyor. WB-MRI'ı asemptomatik deneklerde kullanan en büyük çaplı çalışma, halen sürmekte olan, 30.000 asemptomatik denek kapsayan, çok merkezli, popülasyona dayalı bir çalışma olan Alman Ulusal Kohortu'dur. Bu çalışma popülasyonla ilgili hastalıklar için risk ve koruyucu faktör saptaması yapmayı ve birincil korunma tedbirlerine dönüştürülebilecek yeni bilgiler sağlamayı hedefliyor [56].

Son yıllarda, WB-MRI'nin kanser taramasında kullanılmasına ilişkin birkaç başka çalışma da yapıldı. 2008'de Gladys Lo ve ark. tarafından yayımlanmış olan ilk çalışma [57], kanser taraması için WB-MRI'a girmeye gönüllü olan 132 Hong Kong Sanatoryumu ve Hastanesi doktorundan oluşan bir popülasyondaki insidental bulguları tanımladı. Geçtiğimiz on yıl içinde başka çalışmalar da yayımlandı. Bunların en büyüğü, 666 asemptomatik hasta ile gerçekleştirildi ve yüzde 1,05'lik bir habis kanser oranı belirlendi. [58].

Girişimciler, uzun süredir kanser araştırmalarına destek verenler, Milan Avrupa Onkoloji Enstitüsü ve uluslararası onkolojik WB-MRI uzmanlarından oluşan bir panel arasındaki iş birliğinden doğup kısa süre önce kurulan; özellikle asemptomatik deneklerde kanser taraması için WB-MRI uygulamaya adanmış bir sosyal girişim olan İleri Görüntüleme Merkezleri (ASC

İtalya) tarafından da benzer ön gözlemler yapıldı. ASC açıldığı tarih olan Ocak 2017'den Ekim 2017'ye kadar, 394 asemptomatik denek üzerinde kanser taraması için WB-MRI gerçekleştirdi.

Taramalar bu deneklerin yalnızca 12'sinde hiçbir anormallik bulunmadığını gösterdi; bu gerçekten de bilimsel literatürde bildirilen anormallik oranlarıyla tutarlı bir oran. 382 denekte en az bir anormallik olduğu bildirildi (toplamın %97'si). Bununla birlikte, bu deneklerin neredeyse yüzde 80'i için başkaca araştırma istenmezken, 75 denek takibe sevk edildi. Yalnızca 9 denek için başkaca muayeneler istendi ve bunların 4'ünde (%1) habis kanserin varlığı histolojik olarak doğrulandı ve hasta bilgilendirildi.

Bununla birlikte, WB-MRI'nin genel asemptomatik denek popülasyonunun taramasında uygulamaya yerleşmesine hâlâ çok zaman var. Öncelikle, WB-MRI kullanan ileri kanser taramasının, en yaygın maligniteleri hedef alan taramaların aksine (mevcut standart uygulama uyarınca) bilimsel olarak ilgili olduğunun kanıtlanması gerekiyor. İkinci olarak, WB-MRI'nin pek çok kanser histotipindeki diagnostik performansı iyi biliniyor fakat farklı popülasyonlarda (asemptomatik denekler gibi) kullanılması için geçerlilik kazanması gerekiyor. Üçüncü olarak, WB-MRI'nin yaygın kullanılmasının önünde engel teşkil eden, nispeten yüksek ekipman maliyetleriyle ve doğrudan muayenenin kendisiyle ilişkili pratik meseleler bulunuyor. Aynı derecede önemli olan son konu ise, tıptaki her uygulamada olduğu gibi, WB-MRI taramalarının yorumlanmasının da büyük ölçüde okumayı yapan kişinin deneyimine bağlı olması. Görüntü yorumlama ve raporlama konularında standardizasyon hâlâ yetersiz ve ayrıca, bir görüntüyü etkin biçimde okuyabilmek için gerekli olan öğrenme eğrisine ilişkin tam bir kavrayış bulunmuyor. Bu meselelerin incelenmesine yönelik araştırmalar devam ediyor. ●

Referanslar

- Einstein A. On the motion of small particles suspended in liquids at rest required by the molecular-kinetic theory of heat. *Annalen der Physik*. 1905;17:549-60.
- Damadian RV. Apparatus and method for detecting cancer in tissue. US patent 3789832, filed 1972 March 17, issued 1974, February 5.
- Le Bihan D, Breton E. Imagerie de diffusion in-vivo par résonance magnétique nucléaire. *Comptes-Rendus de l'Académie des Sciences*. 1985;93(5):27-34.
- Takahara T, Imai Y, Yamashita T, Yasuda S, Nasu S, Van Cauteren M. Diffusion weighted whole body imaging with background-body signal suppression (DWBS): technical improvement using free breathing, STIR and high-resolution 3D display. *Matrix*. 2004;160(160):160.
- Koh DM, Blackledge M, Padhani AR, Takahara T, Kwee TC, Leach, et al. Whole-body diffusion-weighted MRI: tips, tricks, and pitfalls. *American Journal of Roentgenology*. 2012;199(2):252-62.
- Wu LM, Gu HY, Zheng J, Xu X, Lin LH, Deng X, et al. Diagnostic value of whole-body magnetic resonance imaging for bone metastasis: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2011;34(1):128-35.
- Kristinsson SY, Minter AR, Korde N, Tan E, Landgren O. Bone disease in multiple myeloma and precursor disease: novel diagnostic approaches and implications on clinical management. *Expert review of molecular diagnostics*. 2011;11(6):593-603.
- Kumar S, Paiva B, Anderson KC, Durie B, Landgren O, Moreau P, et al. International Myeloma Working Group consensus criteria for response and minimal residual disease assessment in multiple myeloma. *The Lancet Oncology*. 2016;17(8): e328-e346.
- Walker R, Barlogie B, Haessler J, Tricot G, Anaissie E, Shaughnessy Jr JD, et al. Magnetic resonance imaging in multiple myeloma: diagnostic and clinical implications. *Journal of Clinical Oncology*. 2007;25(9):1121-28.
- Dimopoulos MA, Hillengass J, Usmani S, Zamagni E, Lentzsch S, Davies FE, et al. Role of magnetic resonance imaging in the management of patients with multiple myeloma: a consensus statement. *Journal of Clinical Oncology*. 2015;33(6):657-664.
- Oxford Centre for Evidence-based Medicine - Levels of Evidence (March 2009). 2016 February 19. [Internet]. [Cited 2018 March 03]. Available from: <https://www.cebm.net/2009/06/oxford-centre-evidence-based-medicine-levels-evidence-march-2009/>
- Chantry A, Kazmi M, Barrington S, Goh V, Mulholland N, Streetly M, et al. Guidelines for the use of imaging in the management of patients with myeloma. *British Journal of Haematology*. 2017.
- Myeloma: diagnosis and management. [Internet]. [Cited 2018 March 03]. Available from: <https://www.nice.org.uk/guidance/ng35>
- Mottet N, Bellmunt J, Bolla M, Briers E, Cumberbatch MG, De Santis M, et al. EAU-ESTRO-SIOG guidelines on prostate cancer. Part 1: screening, diagnosis, and local treatment with curative intent. *European Urology*. 2017;71(4):618-29.
- Shen G, Deng H, Hu S, Jia Z. Comparison of choline-PET/CT, MRI, SPECT, and bone scintigraphy in the diagnosis of bone metastases in patients with prostate cancer: a meta-analysis. *Skeletal Radiology*. 2014;43(11):1503-13.
- Wang X, Pirasteh A, Brugarolas J, Rofsky NM, Lenkinski RE, Pedrosa I, et al. Whole-body MRI for metastatic cancer detection using T2-weighted imaging with fat and fluid suppression. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2018.
- Morris MJ, Molina A, Small E, De Bono J, Logothetis C, Fizazi K, et al. Radiographic progression-free survival as a response biomarker in metastatic castration-resistant prostate cancer: COU-AA-302 results. *Journal of Clinical Oncology*. 2015;33(12):1356-63.
- Bryce AH, Alumkal JJ, Armstrong A, Higano CS, Iversen P, Sternberg CN, et al. Radiographic progression with nonrising PSA in metastatic castration-resistant prostate cancer: post hoc analysis of PREVAIL. *Prostate Cancer and Prostatic Diseases*. 2017;20(2):221.
- Padhani AR, Lecouvet FE, Tunariu N, Koh DM, De Keyser F, Collins DJ, et al. Rationale for modernising imaging in advanced prostate cancer. *European Urology Focus*. 2017;3(2-3): 223-239.
- Lecouvet FE, Talbot JN, Messiou C, Bourguet P, Liu Y, de Souza NM. Monitoring the response of bone metastases to treatment with Magnetic Resonance Imaging and nuclear medicine techniques: a review and position statement by the European Organisation for Research and Treatment of Cancer Imaging Group. *European Journal of Cancer*. 2014;50(15):2519-31.
- Gillessen S, Attard G, Beer TM, Beltran H, Bossi A, Bristow R, et al. Management of patients with advanced prostate cancer: the report of the Advanced Prostate Cancer Consensus Conference APCCC 2017. *European Urology*. 2018;73(2):178-211.
- Li B, Li Q, Nie W, Liu S. Diagnostic value of whole-body diffusion-weighted magnetic resonance imaging for detection of primary and metastatic malignancies: a meta-analysis. *European Journal of Radiology*. 2014;83(2):338-44.
- Ciliberto M, Maggi F, Treglia G, Padovano F, Calandriello L, Giordano A, et al. Comparison between whole-body MRI and Fluorine-18-Fluorodeoxyglucose PET or PET/CT in oncology: a systematic review. *Radiology and Oncology*. 2013;47(3):206-18.
- Petralia G, Padhani A, Summers P, Alessi S, Raimondi S, Testori A, et al. Whole-body diffusion-weighted imaging: is it all we need for detecting metastases in melanoma patients? *European Radiology*. 2013;23(12):3466-76.
- Grodzki DM, Jakob PM, Heismann B. Ultrashort echo time imaging using pointwise encoding time reduction with radial acquisition (PETRA). *Magnetic Resonance in Medicine*. 2012;67(2):510-18.
- Pflugfelder A, Kochs C, Blum A, Capellaro M, Czeschik C, Dettenborn T, et al. Malignant Melanoma S3-Guideline "Diagnosis, Therapy and Follow-up of Melanoma". *JDDG: Journal der Deutschen Dermatologischen Gesellschaft*. 2013;11(s6):1-116.
- Dummer R, Siano M, Hunger R, Lindenblatt N, Braun R, Michielin O, et al. The updated Swiss guidelines 2016 for the treatment and follow-up of cutaneous melanoma. *Swiss Medical Weekly*. 2016;146:w14279.
- Kwast AB, Groothuis-Oudshoorn KC, Grandjean I, Ho VK, Voogd AC, Menke-Pluymers MB, et al. Histological type is not an independent prognostic factor for the risk pattern of breast cancer recurrences. *Breast Cancer Research and Treatment*. 2012;135(1):271-80.
- Eisenhauer EA, Therasse P, Bogaerts J, Schwartz LH, Sargent D, Ford R, et al. New response evaluation criteria in solid tumours: revised RECIST guideline (version 1.1). *European Journal of Cancer*. 2009;45(2):228-47.
- Mehnati P, Tirtash MJ. Comparative efficacy of four imaging instruments for breast cancer screening. *Asian Pac J Cancer Prev*. 2015;16(15):6177-86.
- Yang HL, Liu T, Wang XM, Xu Y, Deng SM. Diagnosis of bone metastases: a meta-analysis comparing 18FDG PET, CT, MRI and bone scintigraphy. *European Radiology*. 2011;21(12):2604-17.
- Padhani AR, Makris A, Gall P, Collins DJ, Tunariu N, Bono JS. Therapy monitoring of skeletal metastases with whole-body diffusion MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2014;39(5):1049-78.
- Kosmin M, Makris A, Joshi PV, Ah-See ML, Woolf D, Padhani AR. The addition of whole-body magnetic resonance imaging to body computerised tomography alters treatment decisions in patients with metastatic breast cancer. *European Journal of Cancer*. 2017;77:109-16.
- Romond EH, Perez EA, Bryant J, Suman VJ, Geyer Jr CE, Davidson NE, et al. Trastuzumab plus adjuvant chemotherapy for operable HER2-positive breast cancer. *New England Journal of Medicine*. 2005;353(16):1673-84.
- Kwast AB, Groothuis-Oudshoorn KC, Grandjean I, Ho VK, Voogd AC, Menke-Pluymers MB, Siesling S. Histological type is not an independent prognostic factor for the risk pattern of breast cancer recurrences. *Breast Cancer Research and Treatment*. 2012;135(1):271-80.
- Hogan MP, Goldman DA, Dashevsky B, Riedl CC, Gönen M, Osborne JR, et al. Comparison of 18F-FDG PET/CT for

- systemic staging of newly diagnosed invasive lobular carcinoma versus invasive ductal carcinoma. *Journal of Nuclear Medicine*. 2015;56(11):1674-80.
- 37 Goldstein NS. Does the level of E-cadherin expression correlate with the primary breast carcinoma infiltration pattern and type of systemic metastases? *American Journal of Clinical Pathology*. 2002;118(3):425-34.
- 38 Peccatori FA, Codacci-Pisanelli G, Del Grande M, Scarfone G, Zugni F, Petralia G. Whole body MRI for systemic staging of breast cancer in pregnant women. *The Breast*. 2017;35:177-81.
- 39 National Comprehensive Cancer Network Lymphoma. [Internet]. [Cited 2018 March 03]. Available from: <https://www.tri-kobe.org/nccn/guideline/hematologic/english/hodgkins.pdf>
- 40 Mayerhoefer ME, Karanikas G, Kletter K, Prosch H, Kiesewetter B, Skrabs C, Hoffmann M. Evaluation of diffusion-weighted MRI for pretherapeutic assessment and staging of lymphoma: results of a prospective study in 140 patients. *Clinical Cancer Research*. 2014;20(11):2984-93.
- 41 Hoppe RT, Advani RH, Ai WZ, Ambinder RF, Aoun P, Bello CM, et al. Hodgkin lymphoma, version 2.2012 featured updates to the NCCN guidelines. *Journal of the National Comprehensive Cancer Network*. 2012;10(5):589-97.
- 42 Cancer Screening. (n.d.) [Internet]. [Cited 2018 March 03, 2018]. Available from: <https://www.cancer.gov/about-cancer/screening>
- 43 Kamangar F, Dores GM, Anderson WF. Patterns of cancer incidence, mortality, and prevalence across five continents: defining priorities to reduce cancer disparities in different geographic regions of the world. *Journal of Clinical Oncology*. 2006;24(14):2137-50.
- 44 Li FP, Fraumeni JF. Soft-tissue sarcomas, breast cancer, and other neoplasms: a familial syndrome? *Annals of internal medicine*. 1969;71(4):747-52.
- 45 Ballinger ML, Best A, Mai PL, Khincha PP, Loud JT, Peters JA, et al. Baseline surveillance in Li-Fraumeni syndrome using whole-body magnetic resonance imaging: a meta-analysis. *JAMA Oncology*. 2017;3(12):1634-9.
- 46 Saya S, Killick E, Thomas S, Taylor N, Bancroft EK, Rothwell J, et al. Baseline results from the UK SIGNIFY study: a whole-body MRI screening study in TP53 mutation carriers and matched controls. *Familial Cancer*. 2017;16(3):433-40.
- 47 MD Anderson Cancer Centre and LFSA [Internet]. [Cited 2018 March 03]. Available from: <http://www.livinglfs.org/wp-content/uploads/2016/03/LEAD-Pediatric-screening-program-2016.pdf>
- 48 National Comprehensive Cancer Network (n.d.) [Internet]. [Cited 2018 March 03]. Available from: <https://www.nccn.org/about/news/ebulletin/ebulletindetail.aspx?bulletinid=535>
- 49 Reilly KM, Kim A, Blakely J, Ferner RE, Gutmann DH, Legius E, et al. Neurofibromatosis Type 1-Associated MPNST State of the Science: Outlining a Research Agenda for the Future. *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*. 2017;109(8).
- 50 Cashen DV., Parisien RC, Raskin K, Hornicek FJ, Gebhardt MC, Mankin HJ. Survival data for patients with malignant schwannoma. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004;426:69-73.
- 51 Widemann BC, Blakeley JO, Dombi E, Fisher MJ, Hanemann CO, Walsh KS, et al. Conclusions and future directions for the REINS International Collaboration. *Neurology*. 2013;81(21 supplement 1):S41-4.
- 52 NF1 Facts. [Internet]. [Cited 2018 March 03]. Available from: <https://www.nfauk.org/what-is-neurofibromatosis/nf-type-1/nf1-facts/>
- 53 Splansky GL, Corey D, Yang Q, Atwood LD, Cupples LA, Benjamin EJ, et al. The third generation cohort of the National Heart, Lung, and Blood Institute's Framingham Heart Study: design, recruitment, and initial examination. *American Journal of Epidemiology*. 2007;165(11):1328-35.
- 54 Bild DE, Bluemke DA, Burke GL, Detrano R, Diez Roux AV, Folsom AR, et al. Multi-ethnic study of atherosclerosis: objectives and design. *American journal of epidemiology*. 2002;156(9):871-81.
- 55 Hofman A, Brusselle GG, Murad SD, van Duijn CM, Franco OH, Goedegebure A, et al. The Rotterdam Study: 2016 objectives and design update. *European Journal of Epidemiology*. 2015;30(8):661-708.
- 56 Bamberg F, Kauczor HU, Weckbach S, Schlett CL, Forsting M, Ladd SC, et al. Whole-body MR imaging in the German National Cohort: rationale, design, and technical background. *Radiology*. 2015;277(1):206-20.
- 57 Lo GG, Ai V, Au-Yeung KM, Chan JK, Li KW, Chien D. Magnetic resonance whole body imaging at 3 Tesla: feasibility and findings in a cohort of asymptomatic medical doctors. *Hong Kong Medical Journal*. 2008;14(2):90.
- 58 Cieszanowski A, Maj E, Kulisiewicz P, Grudzinski IP, Jakoniuk-Glodala K, Chlipala-Nitek I, et al. Non-contrast-enhanced whole-body magnetic resonance imaging in the general population: the incidence of abnormal findings in patients 50 years old and younger compared to older subjects. *PLOS One*. 2014;9(9):e107840.

İletişim

Dr. Giuseppe Petralia,
Radyoloji Bölümü Başkan Yardımcısı
IEO Istituto Europeo di Oncologia
Via Ripamonti, 435
20141 Milano
İtalya
Telefon +39 (0)257489915 giuseppe.petralia@ieo.it



PE mi, değil mi? Konjenital kalp hastalığı olgularında çift flaşlı tarama teknîği ile ayırıcı tanı

Dr. Dany Jasinowodolinski, PhD, ve Dr. Adriano Camargo de Castro Carneiro

Radyoloji Bölümü, Hospital do Coração, São Paulo, Brezilya

Pulmoner akıştaki dinamik değişiklikleri değerlendirmek için tek kontrast boluslu Çift Flaşlı tarama, pulmoner emboli (PE) kuşkusu olan, kompleks konjenital kalp hastalıklı çocuklarda palyatif cerrahi prosedürlerin ardından tanı koyulmasına yardımcı olabilir.

BT teknikleri

Kompleks konjenital kalp hastalıkları olan, Glenn prosedürüne tabi tutulmuş çocukların pulmoner akışı fizyolojik değildir. Bu prosedürde, akciğerlere kan akışı bir şant yardımıyla superior vena kavadan (SVC) proksimal sağ pulmoner artere (RPA) yönlendiriliyor. Bu, BT anjiyografide (PCTA), pulmoner emboli (PE) tanısının yorumunu kısıtlayabilecek artefaktlara yol açabiliyor.

En yaygın artefaktın nedeni heterojen kan ve kontrast madde karışımıdır. Bu, pulmoner arterlerdeki trombusun görüntülenmesini ve karakterizasyonunu kısıtlar.

Bu çocuklarda BTA muayeneleri yaparken tercihimiz SOMATOM Definition Flash oluyor. Çift Flaş tekniği tek bir kontrast bolusuyla iki yüksek pitch çekimden oluşuyor. ECG-tetiklemeli ya da ECG-tetiklemesiz olarak gerçekleştirilebiliyor. İlki kranio-kaudal tarama yaparken, ikincisi yalnızca üç saniye arayla kaudo-kranial tarama yapıyor.

Çekimler serbest nefesle gerçekleştiriliyor ve her tarama yaklaşık 0,3 saniye sürüyor. Gerçek zamanlı anatomik pozlama kontrolü (CARE Dose4DTM) ve sinogram teyitli yinelemeli rekonstrüksiyon (SAFIRE) da radyasyon dozunu azaltmak için bir arada kullanılıyor.



1 Amazon Nehri'nin fotoğrafı, bu fenomenin doğadaki bir örneğini gösteriyor: Farklı ısı ve yoğunluktaki iki nehir birleştiğinde, bir taraf çamurlu, öbürü ise berrak olur.

Görüntü post-processing'i ve yorumlaması

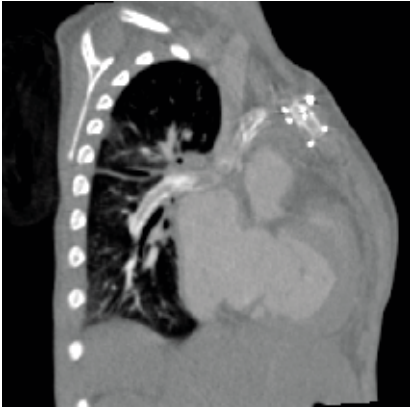
Çift Flaşlı taramanın avantajlarını örneklemek için, Glenn prosedüründen geçmiş ve PE kuşkusu olan iki çocuğun olgusuna yer verdik.

İlk olgu (Şekil 2) kritik aortik stenoz hikayesi olan 3 yaşındaki bir erkek çocuğa ait. Başarısız bir neonatal aortik balon valvuloplastinin ardından çocuk Damus-Kaye-Stansel (DKS) ameliyatına ve Glenn

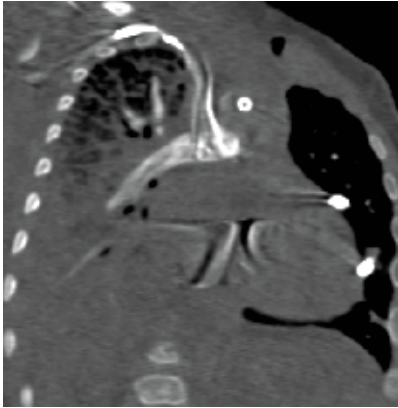
prosedürüne alındı. Kötüleyen dispne ve hipoksemi dolayısıyla yeniden hastaneye getirildi. Bu durumda, pulmoner kütüğün çıkan aorta bağlandığı ve pulmoner arter dallarından ayrıldığı yerde üniventriküler işleyen kalp bulunuyor. Pulmoner kan akışı SVC'den geliyor. Çocuğun hayatının sonraki bir döneminde Fontan ameliyatı olması planlanıyor; bu ameliyatla inferior vena kava bir tübüler kanal ile pulmoner arterlere bağlanacak.

İkinci olgu (Şekil 3), büyük arter transpozisyonu (TGA), restriktif ventriküler septal defekti ve ve sağ ventrikül çıkışı yolu obstrüksiyonu (infundibüler ve valvar) olan 6 aylık bir kız çocuğudur. Çocuğa Glenn prosedürü uygulandı ve pulmoner kütük hariç bırakıldı. Şimdi ise üç kapakçık değişimi için değerlendirme yapılıyor fakat çocuk ekstrakorporeal mekanik destekten çıkarılamıyor. Sağ atriya, sağ pulmoner arter ve aorta kanülasyon uygulandı. Kontrast madde SVC'den pulmoner arterlere geliyor.

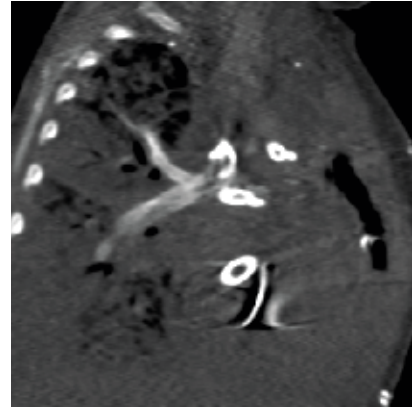
2a



3a



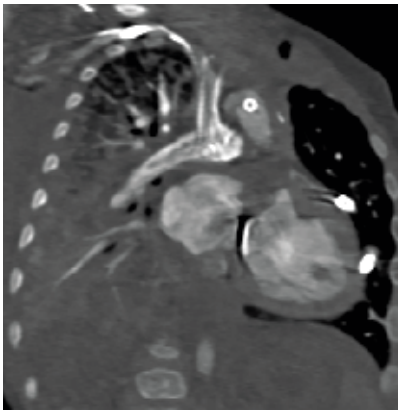
3c



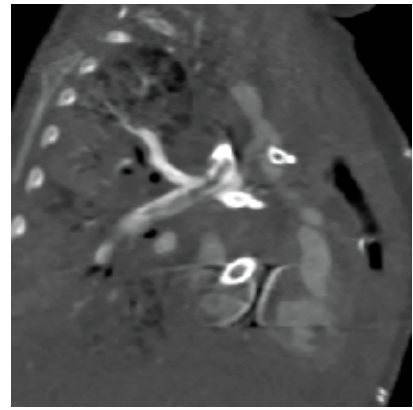
2b



3b



3d



2 Sağ alt lobun segmental dalında gösterilen intraluminal dolum defekti (Şekil 2a) sonraki çekimde kayboldu (Şekil 2b); bu da bir artefakta işaret ediyor.

3 Sağ alt lobun segmental dallarındaki intraluminal dolum defektleri (Şekil 3a ve 3c) sonraki çekimde kaybolmadı (Şekil 3b ve 3d); bu da PE'yi karakterize ediyor.

Her iki çocukta da olağandışı kalp rahatsızlıkları vardır ve her ikisi de Glenn prosedürüne tabi tutulmuştur, yani SVC sağ pulmoner artere bağlanmıştır ve kontrast madde akciğerleri perfüze etmek üzere sonraki bir aşamada gelir (her zamanki gibi arteriyal aşamada değil).

Bu olguların ilginç yanı, trombus ile artefaktların tam olarak birbirlerinden ayrılmasının normalden daha zor olması.

Karışık kan artefaktı, PE tanısında iyi bilinen bir güçluktur. Artefakt ile gerçek trombusu ayırtmaya çalışırken dikkate alınması gereken birkaç konu bulunuyor:

- 1) Pozisyon:** Merkezi bir konumda olan trombus genellikle bifurkasyonların ortasında yer alıyor. Artefakt katmanlarda meydana geliyor çünkü kontrastsız kan anterior olarak akarken, kontrast madde damarın dependant yanında akmaya meyilli oluyor. Bu fenomen, farklı ısı ve yoğunluktaki iki nehir birleşince (Amazon Nehri'nde olduğu gibi) bir tarafın çamurlu, diğerinin ise berrak olması örneğinde olduğu gibi doğada da gözlemlenebiliyor (Şekil 1).
- 2) Ekstansiyon:** Artefakt uzun ve devamlı; trombus ise genellikle daha fokal ve kısa oluyor.
- 3) Teknik:** Birden fazla çekim yapıldığında artefakt hareket ediyor ve kayboluyor, fakat trombus olduğu gibi kalıyor.

Bu durumda ilk olguda sağ alt lobun segmental dalında, damarlarda anterior olarak bulunan fakat sonraki çekimde kaybolan (Şekil 2b) intraluminal dolum defektlerini görüyoruz (Şekil 2a); bu da bir artefakta işaret ediyor. İkinci olguda ise, sağ alt lobun segmental dallarında, sonraki çekimde kaybolmayan (Şekil 3b ve 3d) ve PE kuşkusunu karakterize eden intraluminal dolum defektleri (Şekil 3a ve 3c) görüyoruz. ●

İnceleme Protokolü

Tarayıcı	Hasta 1, PE yok SOMATOM Definition Flash	Hasta 2, PE şüphesi SOMATOM Definition Flash
Tarama alanı	Toraks	Toraks
Tarama modu	Flaş modu, ECG-tetiklemesiz	Flaş modu, ECG-tetiklemeli
Tarama uzunluğu	185 mm	125 mm
Tarama yönü	Kranio-kaudal/ kaudo-kranial	Kranio-kaudal/ kaudo-kranial
Tarama süresi	0.36 s	0.27 s
Tüp voltajı	80/80 kV	80/80kV
Tüp akımı	120 mAs	216 mAs
Doz modülasyonu	CARE Dose4DTM	CARE Dose4DTM
CTDI _{vol}	1.87 mGy	0.99 mGy
DLP	47 mGy cm	19 mGy cm
Efektif doz	1.9 mSv ¹	1.1 mSv ²
Rotasyon süresi	0.28 s	0.28 s
Pitch	3	3.4
Kesit kolimasyonu	128 × 0.6 mm	128 × 0.6 mm
Kesit genişliği	0.6 mm	0.6 mm
Rekonstrüksiyon artımı	0.3 mm	0.3 mm
Rekonstrüksiyon çekirdeği	I26f SAFIRE 3	I26f SAFIRE 3
Kalp atış hızı	YOK	120 bpm
Kontrast	370 mg /mL	370 mg /mL
Hacim	18 mL (1.5 mL/kg)	12 mL (2 mL/kg)
Akış hızı	Manuel enjeksiyon	Manuel enjeksiyon
Başlangıç gecikmesi	Bolus izleme	Bolus izleme

¹ 0.018 çevirme faktörü uygulanarak tahmin edilmiştir ve bildirilen DLP (32 cm) DLP'ye (16 cm) çevrilirken de ayrıca 2.3 faktör uygulanmıştır.

² 0.026 çevirme faktörü uygulanarak tahmin edilmiştir ve bildirilen DLP (32 cm) DLP'ye (16 cm) çevrilirken de ayrıca 2.3 faktör uygulanmıştır.

Klinik uygulamada SAFIRE kullanımı, klinik göreve, hastanın büyüklüğüne, anatomik lokasyona ve klinik uygulamaya bağlı olarak BT hasta dozunu düşürebilir. Belirli bir klinik görevde diagnostik görüntüleme kalitesi elde etmek için uygun dozu belirlemek üzere bir radyolog ve bir fizikçi ile konsültasyon yapılmalıdır.

Siemens müşterileri tarafından burada tanımlanan sonuçlar kuruma özgü koşullarda elde edilmiştir. "Tipik" bir hastane bulunmadığı ve pek çok değişken (örneğin hastanenin ölçüğü, olguların karmaşıklığı, BT benimsenme düzeyi) söz konusu olduğu için diğer kullanıcıların da aynı sonuçları alacağı garanti edilemez.

1.5 Tesla'da adım adım tüm vücut MRG

Will McGuire; Linda Culver; Anwar R. Padhani

Paul Strickland Tarama Merkezi, Mount Vernon Hastanesi, Northwood, Middlesex, Birleşik Krallık

Tüm vücut MRG (WB-MRI) gündemde olan bir konu – meslektaşlarınızın bu hizmeti sunup sunmayacağınıza veya ne zaman sunabileceğinize dair sorularıyla karşılaşmış olabilirsiniz. Nereden başlayacağınızı ya da neyi kapsadığını bilmiyor olabilirsiniz. Bu makale ve QR kod ile erişebileceğiniz eğitim videosu, MET-RADS uyumlu bir WB-MRI protokolünü başarılı bir şekilde tamamlamak için size rehberlik etmeyi amaçlıyor [1].

Paul Strickland Tarama Merkezi'nde WB-MRI 10 yılı aşkın süredir klinik araç olarak kullanılıyor. Bu süre içinde 6.500'den fazla hasta, metastatik kemik ve yumuşak doku hastalığının tespitini ve izlenmesini mümkün kılmak üzere tasarlanmış bir protokol kullanılarak muayene edildi. Bu teknikte oluşturulan seri

kalitatif ve kantitatif ölçümlere dayanarak tedavi rejimleri sürekli değiştiriliyor [2].

Kantitatif ADC ölçümlerinin seri analizini mümkün kılmak için, çekim değişkenlerini uygulamaya elverişli olduğu ölçüde azaltmamız gerekiyor. Elbette farklı vizitler arasındaki bütün hasta değişkenlerini tam olarak kontrol etmek mümkün değil. Hastanın durumu değişerek farklı bir coil yapılması gerektirebiliyor.

Tarama parametrelerini her vizite göre ayarlamak, hem kalitatif hem de kantitatif sonuçların yeniden üretilebilirliğini olumsuz etkiliyor. Aşağıda anlatılan sekansların büyük çoğunluğu için, parametrelerin ilk protokol yapılanmasının ardından operatörler tarafından değiştirilmemesi tavsiye ediliyor.

Sekanslar ilk ayarlar yapılırken en kilolu (A>P and R>L) ve en uzun (H>F) hastalarınızda kullanılabilecek şekilde tasarlanmalı ve normalde avantajlı olduğu görülse bile aralıklar azaltılmamalı (FOV fazı gibi). Hastaya özel olarak değiştirilebilecek parametreler ise ayrıca belirtilecek. Uygun olan her durumda, yapılan her türlü değişiklik aynı hastanın bütün vizitlerinde sabit olmalı.

Gelin şimdi kantitatif analize uygun bir WB-MRI protokolünün başarılı bir şekilde yürütülmesi için gereken ekipmana, hazırlıklara ve adımlara bakalım.

Bu protokolün kullanımını gösteren eğitim videosuna, makalenin sonundaki QR kodu mobil cihazınıza taratarak ulaşabilirsiniz. Video, çekim aşamasından başlamaktadır.

Sekans / İstasyonlar	Temel, kapsamlı veya ikisi	TR (ms)	TE (ms)	FOV Fazı (mm)	FOV (%)	Kesitler	Kesitler (mm)	Açıklık (%)	Matris	Faz kodl. yönü	iPAT	b-değerleri	Orta-lama-lar	TA (dk)
FastView	kisi	3.31	2.19	480 x 1250	87.5	1	5	100	96	A>P	n/a		n/a	0:35
STIR omurga sag (x2)	kisi	5110	69	380	100	15	4	20	384	H>F (yüksek hızda)	2		2	2:30 (x2)
T1 omurga sag (x2)	kisi	200	9.6	380	100	15	4	20	256	H>F (yüksek hızda)	2		2	1:07 (x2)
T1 Dixon TimCT aks	kisi	130	2.38 4.76	430 x 1015	81.3	12	5	0	256	A>P	2		1	3:45 + BHs
DWI (x4) Aks	Temel (Kapsamlı)	7370	66	430	90.6	55	5	0	128	A>P	2	50, (600,) 900	2, (5,) 6	3:04 (4:55)
T1 Dixon CAIPI VIBE cor (x3)	kisi	6.64	2.39 4.77	450	94.4	144	2	min	288	R>L (yüksek hızda örneklenmiş)	5		1	0:19
T2 HASTE TimCT	Kapsamlı	1000	81	430 x 1035	81.3	16	5	0	256	A>P	3		1	3:44
Toplam muayene süresi														24:47
Kapsamlı çekim süresi														35:55

Tablo 1: 1.5T'de hem temel hem de kapsamlı protokoller için MET-RADS uyumlu sekanslarında sekans parametreleri [1].

Gerekli coil'ler

- Standart posterior omurga coil'i
- Standart baş & boyun coil'i
- 2x anterior Body 18 coil (Şekil 1), uyluk ortasına kadar kapsamak için (3 adet tavsiye edilir)

Body coil'lerinizi numaralandırın; bunları her zaman aynı düzende yerleştirmek, duyarlılıkta meydana gelebilecek her türlü değişikliği azaltır ve coil'lerde meydana gelebilecek

sorunların giderilmesini çok kolaylaştırır.

MET-RADS uyumlu protokoller için gereken aralığın verteksten uyluk ortasına kadar olduğunu dikkate almak önemlidir (Şekil 2). Her zaman şart olmamakla birlikte, elde 3 adet Body 18 coil bulunması idealdir ve en uzun boylu hastalarda bile kullanılabilir.

Aynı şekilde, bu protokol için periferik coil kullanımı da şart değildir. Ayak

ve bacakların tam olarak görüntülenmesi gerekiyorsa, görüntülemenin önce ayaklar olmak koşuluyla ve hastaya ihtiyaç molası imkânı vererek ayrı yapılmasını tavsiye ediyoruz.

Bu teknik kantitatif ADC ölçümleri oluşturmakta kullanılacağı için, coil'lerin düzgün çalıştığından emin olmak çok önemlidir. Düzenli olarak kullanılan coil'ler için, test sıklığı arttıkça bir coil QA program uygulanmalıdır.

Ürün seçenekleri ve yazılım uyumluluğu

Bu protokol için kullanılan ürün seçenekleri TimCT, Inline Composing ve Tim Planning Suite (set'n'go) olarak belirleniyor.

syngo MR E11C yazılımı kullanan bir Avantfit cihazından alınmış bir .exar1 dosyasını www.siemens.com/wb-mri adresinden indirebilirsiniz.

Eğer dosyayı indiremiyorsanız, Tablo 1'deki ya da web sitesinden ulaşılabilen pdf dosyasındaki tam protokole bakınız.



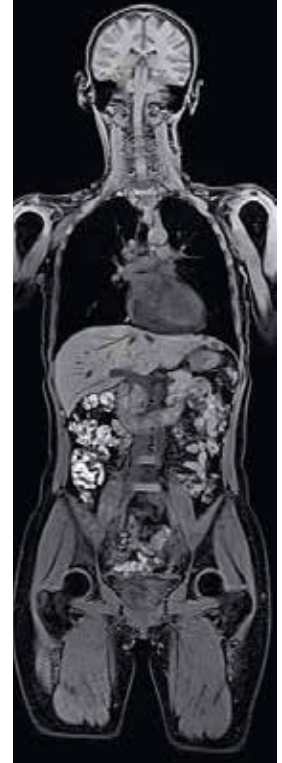
1 İş akışının iyileştirilmesi

Yapışkanlı Velcro halkalarla bağlanmış iki Body 18 coil (daire içinde). Bu yöntem, konumlandırmanın yeniden üretilebilirliğini artırıyor, esnekliği koruyor ve hazırlık süresini kısaltıyor.

2a



2b



2 Gerekli görüntüleme aralığı

(2A) Koronal b900 MIP projeksiyonu ve (2B) kompoze koronal Dixon su görüntüleri, bu protokol için gereken verteksten uyluk ortasına kadarki kapsamı gösteriyor.

Eğitim videosunu izlemek için QR kodu mobil cihazınıza okutun.



Hastanın ve ekipmanın hazırlanması

Hasta konforu bu protokole uyum açısından kesinlikle çok büyük önem taşıyor. Bu nedenle konfor sağlamak için gereken her türlü ekipmandan faydalanın (ekstra minder, yastıklar, diz koruyucu vb.).

Hastaya mümkün olan her fırsatta tuvalete gitmesini önerin, çünkü tam protokolün süresi bir saati bulabiliyor.

Özellikle 3T'de tarama yapılırken hasta sıcaklayacaktır; bu yüzden bir ameliyat önlüğü ya da hiç metal içermeyen hafif kıyafetler giymesini sağlayın. Sıcaklamanın etkisini azaltmak için yeterli hava akışı olmasına dikkat edin.

Hastanın nefesini tutup tutamadığını öğrenin. Tutabiliyorsa, göğüs ve batin bölgelerinde tarama yaparken, hareket artefaktlarını azaltmak için nefes tutmalı bir teknik kullanın.

İdeal bir kurulumda anterior Baş/Boyun coil'i kullanılır, fakat hasta kifoza ise bu mümkün olmayabiliyor (Şekil 3).

Hastanın kolları iki yanda olmak üzere önce başını yerleştirin. Hastadan omuzları Baş/Boyun coil'ine mümkün olduğunca yakın olacak ve aradaki mesafeyi en aza indirecek şekilde yerleşmesini isteyin.

Anterior Body coil'lerini uyluk ortasına kadar kapsama için gereken şekilde yerleştirip tutturun. İlk Body coil'inin superior marjini, masanın üzerinde işaretlendiği gibi SP1 ile aynı hizada olmalıdır.

Her zaman olduğu gibi, hastanıza çağrı cihazı ve yeterli seviyede bir kulak koruması verin.

Kimi zaman, hastanın vücut habitusu dolayısıyla, konfor sağlamak amacıyla ilk anterior Body coil'i Baş/Boyun coil'inin anterior kısmının üzerine binecek şekilde yerleştirmek gerekebilir.

Hastanın tarama kaydına, kurulumla ilgili ayrıntılı notlar almayı unutmayın ve hastanın durumu bir değişiklik yapılmasını gerektirmediği sürece, sonraki ziyaretlerinde de kurulumun aynı şekilde yapılmasını sağlayın.

Başlangıç pozisyonunu hastanın çenesinin inferior marjinine göre ayarlamak için yerleştirme lazerini kullanın FastView lokalizör, vertekste çekime başlamak üzere otomatik olarak hareket edecektir.

Koruyucu yastıklar oluşturun

Konfor ve güvenlik en önemli konulardır. Mümkünse dirsekler, sternum ve dizler de dâhil olmak üzere, hastanın coil'ler, kablolar, tarayıcı ve masa ile temas halinde olduğu tüm noktalara köpük yastıklar yerleştirin.

İş istasyonu

Başlamadan önce, iş istasyonu seçeneklerinde aşağıdaki değişiklikleri yapın:

- Tim Planning UI aktif
- AutoCoilSelect AÇIK
- Coupled graphics AÇIK

Hazır mısınız? Şimdi tarama vakti.

Unutmayın, bu noktadan sonrasını videodan da takip edebilirsiniz. İzlemek için makalenin sonundaki QR kodu mobil cihazınızda taratın.

3a



3b



3

(3A) İdeal coil kurulumu. Coil'leri hastaya mümkün olduğunca yakın tutmak önemliyse de, anterior coil'lerin mümkünse yatay kalmasını sağlamak SNR'yi maksimize eder.

Dirseklerin ve önkolların altına yastıklar yerleştirin. Kabloların birbirlerinin üzerinden geçerek düğümlenmelerine engel olun.

Hastanın konforu için bir diz koruyucu kullanın sonuçların yeniden üretilebilirliği açısından her seferinde aynı koruyucuyu kullanın.

(3B) Konforlu kurulum. Baş, boyun ve distal femurlarda SNR pahasına hasta konforu artırılıyor.

Tablo 2: Adım adım konumlandırma örnekleri ve çekim ipuçları.

Sekans ayrıntıları	Konumlandırma ve aralıklar	Çekim için ipuçları	Ayarlanabilir	Notlar
1. Adım FastView lokalizör Aralık: Verteksten dizlere kadar Düzlem: aksiyel (MPR'lers oluşturulacak) Metot: TimCT	 	İlk kurulumda, çekim aralığını masanızın hareket aralığının izin verdiği en geniş alana ayarlayın TimCT ayarlamaları devrede: Bu sekans görüntüleme, 3D shim ve TimCT ayarlarını yapacak (3x hareket) Bu ayarlama mevcut değilse: baştan dizlere kadar bir set'n'go multi-planar lokalizör kullanın Görüntülerin rekonstrüksiyonu tamamlanınca, omurga sekanslarını planlamaya başlatın		Bu sekans tamamlanana kadar, anterior coil'lerin lokasyonu ekranda görünmeyecek Önemli: Anterior coil'ler görünür olana dek spinal görüntüleme sonrasını planlamayın
2. Adım STIR ve T1 omurga Aralık: Bütün omurga Düzlem: hasta anatomisine göre sagittal Metot: set'n'go	 	Otomatik kompozit set'n'go devrede Kafa tabanından en az S3'e kadar H>F kapsam Omurgayı R>L kapsayacak açı – eşlik eden grafik ayarları AÇIK, dolayısıyla en iyi şekilde yerleştirin Çekim sırasında anterior öğelerin kullanılmamasını sağlamak için, gerekli posterior öğeleri seçtikten sonra, sekans kurulumunda System: Misc'e gidin ve her iki sekanstaki iki kesit grubu için AutoCoilSelect OFF'u seçin –bunu protokole kaydedin Bütün hastaların omuzlarının her zaman aynı pozisyonda olması gerektiği için, aktif öğeleri değiştirmek genellikle gerekmez	Omurganın tam R>L kapsandığından emin olmak için kesit sayısını artırın İlave kesitleri mümkün kılmak için TR'nin artırılması gerekebilir Çok uzun boylu hastalarda FOV, en azından S3'ü kapsayacak şekilde artırılabilir	Her bir istasyon VE her bir sekans tipi için aynı sayıda kesit kullanıldığından emin olun (hrm STIR hrm de T1) Görüntü kontrastı vizitler arasında farklı olabilir Her türlü değişikliği kaydedin Görüntü çözünürlüğü etkilenebilir Çözünürlük vizitler arasında değişiklik göstermedikçe, genellikle matris ayarlaması gerektirmez
Devam etmeden önce FastView lokalizörünün işini tamamen bitirmesini BEKLEYİN – bu, anterior coil'lerin görünür olmasını ve AutoCoil Select AÇIK iken doğru şekilde aktive olmasını sağlar.				
3. Adım T1 Dixon TimCT Aralık: Orbitlerden dizlere kadar Düzlem: aksiyel Metot: TimCT Mümkün olan durumlarda toraks ve batından nefes tutmalı	 	TimCT mevcut değilse: aksiyel T1 Dixon set'n'go tekniği kullanın Hacim pozisyonunu A>P kapsamını garantileyecek şekilde ayarlayın, humerus başlarını kılavuz olarak R>L kapsamını eşitleyin ve mavi izomerkez çizgisinin kafa verteksinin hemen altında olmasını sağlayın (bu, sekansın çalışmasını sağlar; eğer bu şekilde yerleştirme yapılmadıysa, çalışmayabilir) Bu yüzden hacim beynin tamamını kapsamayacaktır –bu amaç için başka sekanslar kullanılır Nefes tutma uygulanıyorsa: toraksı ve karaciğeri görüntülerken nefes tutma için manuel başlat-durdur fonksiyonundan yararlanın	Aralığı uyluk ortasına kadar kapsayacak şekilde gerektiği gibi genişletin	Sonraki vizitlerde yeniden üretilebilirliği garantiye almak için seçilen aralığı hastanın kayıtlarına ayrıntılı olarak not edin

Sekans ayrıntıları	Konumlandırma ve aralıklar	Çekim için ipuçları	Ayarlanabilir	Notlar
4. Adım Multi-b-değerli DWI Aralık: Verteksten dizlere kadar Düzlem: aksiyel Metot: set'n'go	 	set'n'go kesit gruplarının pozisyonunu, kafa verteksinin üstünden en azından uyluk ortasının altına kadar kapsamayı garantileyecek şekilde ayarlayın Bu aralığın yetersiz geldiği ender durumlarda, bir kesit grubu daha ekleyin (gerekirse örtüşmeyi de dâhil edin) Kesit gruplarının pozisyonunu A>P kapsamını garantileyecek şekilde ayarlayın, humerus başlarını kılavuz alarak R>L kapsamını eşitleyin İlk sinyal grubundaki BO1 element grubunu manuel olarak etkinleştirin– bu, boyun bölgesinde sinyali artıracaktır		Eğer sabit frekanslı bir teknik kullanıyorsanız, bu değeri kopyalayın ya da not edin; böylece sonraki kesit gruplarına da uygulanabilir. Fakat hastanın kayıtlarına not ETMEYİN çünkü bu değer vizitten vizite mecburen değişecektir. Bu frekanslı kesit grubu için bir görüntü yorumu olarak kaydetmek faydalı bir ipucu olabilir.
5. Adım T1 Dixon CAIPIRINHA VIBE Aralık: Verteksten dizlere Düzlem: koronal Metot: set'n'go Mümkünse nefes tutmalı	 	Kesit gruplarının pozisyonunu A>P kapsamını garantileyecek şekilde ayarlayın, humerus başlarını kılavuz alarak R>L kapsamını eşitleyin. Baş>Ayak yönünde, bu yapının kapsanmasını garantilemek için kafa verteksinde superior olarak hava bulunduğundan emin olun Nefes tutma uygulanıyorsa: gerektiği şekilde, manuel veya otomatik nefes tutma talimatlarından yararlanın	Slab başına düşen kesit sayısı: eğer varsayılan ayar yeterli değilse, tam A>P kapsamını garantilemek için artırın Kısmi Fourier: nefes-tutmalı uygulamalar için, uygun olan durumlarda çekim süresini azaltmak için kullanın	Çekim süresi artar Bunu kontrol etmek için biraz kısmi Fourier kullanmak gerekebilir SNR üzerindeki etkisinin farkında olun
6. Adım T2 HASTE TimCT Aralık: Orbitlerden dizlere kadar Düzlem: aksiyel Metot: TimCT	 	TimCT mevcut değilse: aksiyel T2 HASTE set'n'go tekniği kullanın T1 TimCT sekansından bir kopya kullanıyorsa hacim pozisyonunu değiştirmek gerekmez, fakat aynı aralığın alınmasına dikkat edilmeli Eğer sekans başlamazsa, kesit grubunun pozisyonunda 'ayaklara doğru' bir değişiklik, muhtemelen çalışmasını sağlayacaktır	Aralığı uyluk ortasına kadar kapsayacak şekilde gerektiği gibi genişletin	Sonraki vizitlerde yeniden üretilebilirliği garantiye almak için seçilen aralığı hastanın kayıtlarına ayrıntılı olarak not edin

Sekans seçimi ve görüşler

İndirilebilir .exar1 protokolünü kullanıyorsanız, her hafta yapılan yaklaşık 30 tüm vücut taramasından elde edilen deneyimle sürece dâhil ve optimize edilmiş sekanslar bulacaksınız.

Protokol, kapsamına bağlı olarak, 30 ila 60 dakika arasında sürebilir.

Dâhil edilen sekansların klinik gerekçelendirmesi için lütfen MET-RADS belgesini [1] okuyun. Bununla birlikte, sekansların nasıl optimize edildiğine ve klinik olarak nasıl kullanılabileceğine kısaca değinmek faydalı olabilir.

Omurga sekansları (STIR ve T1-ağırlıklı)

Her iki sekans da kemik lezyonlarının tespiti ve karakterizasyonu için kullanılır. Yüksek çözünürlüklü STIR görüntüleme aktif ve inaktif hastalıkları ayırt etmeye de yardımcı olabilir. Bizim deneyimimizde, yağ süpresyonsuz T2 görüntüleme

kaydadeğer ilave diagnostik veri sağlamamaktadır.

Tüm vücut sekansları (T1 Dixon ve T2 HASTE)

Bir T1 Dixon sekansının oluşturduğu çeşitli kontrastlar sinyal yağ fraksiyonunu (F%) hesaplamakta kullanılabilir. Bu, tedaviye yanıtı ya da hastalık progresyonunu kantitatif olarak değerlendirmeye yarayabilir. Dönme açıları T1 ağırlıklandırmasını optimize edecek şekilde seçilmiştir; %F tahminlerinde PD-ağırlıklı yağ fraksiyonlarının daha isabetli olduğu görülebilir, fakat bu T1 kontrastın kaybı pahasına gerçekleşir.

T2 HASTE görüntüleme (bu olguda yağ süpresyonsuz) patolojilerin lokalizasyonunu ve karakterizasyonunu kolaylaştırır. Hastalardan toraks ve karaciğer çekimlerinde nefes tutmalarını istemek, torasik lezyonların ya da karaciğer metastazlarının tespiti daha iyi hale getirebilir, zira bu tür çekim süreleri minimumda

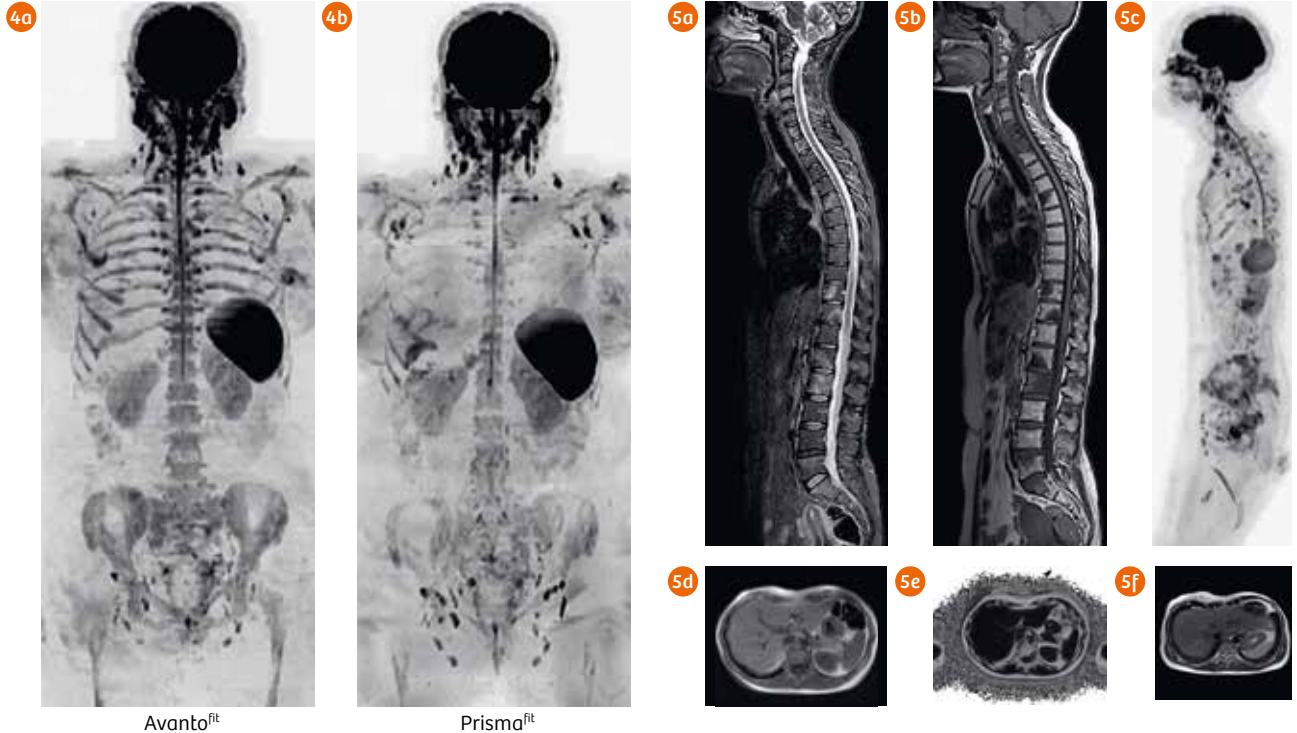
tutulmuştur. Tüm vücut aksiyel T1 Dixon veya T2 HASTE aralığı, mümkünse TimCT kullanılarak 4 dakikadan kısa sürede alınabilir.

Difüzyon-ağırlıklı görüntüleme

Maksimum sinyal oluşumu için optimize edilmiş olan bu sekans, çekim süresinin büyük kısmına tekabül eder. Tarayıcının kabiliyetlerine bağlı olarak, genellikle her bir kesit grubu 5 dakikadan uzun bir çekim süresi gerektirir.

Büyük bir FOV üzerinde iyileştirilmiş yağ süpresyonundan dolayı **STIR tekniği** kullanılır – fakat bazı merkezler SPAIR tekniğini kullanarak da başarıya ulaştıklarını bildirmişlerdir.

Kesit grubu başına **55 kesit** alınır; daha fazlası ve grup sonu kesitlerinin ADC değerleri , kabul edilebilir marjinlerin ötesine ‘yanlış’ kaymalara meyillidir [3]. Bu etkiyi dengelemek için bir örtüşürme kullanılabilir, fakat bu optimizasyona tabidir.



4 İvert gri görüntüler ile b900 MIP koronal projeksiyonları, hem (4A) 1.5T'de hem de (4B) 3T'de taramaya girmiş bir hastadan. 1.5T'de daha düşük kemik suseptibilitesi etkiilerinden dolayı kemik iliği sinyal yoğunluğu daha fazladır.



5 Tamamlanmış bir veri setinden örnek görüntüler (5A) Kompoze STIR ve (5B) T1ağırlıklı omurga görüntüleri, (5C) invert b900 MIP'nin sagittal projeksiyonu, (5D) faz içi T1ağırlıklı Dixon ve (5E) karşılık gelen %F, (5F) T2ağırlıklı HASTE aksiyel.

İdeal kesit sayısı ve yağ süpresyon tekniği tamamen tarayıcıya bağlıdır ve ayrıntılı testlerin ve karşılaştırmaların ardından kararlaştırılmalıdır (örneğin, daha kısa bir miktarın kullanırken istasyon başına daha az sayıda kesit almak gibi).

ADC hesaplamasını optimize etmek için, en düşüğü $b = 50 \text{ mm}^2/\text{s}$ olmak üzere, **üç b-değeri** kullanılır. Temel protokol için, iki b-değeri yeterlidir ve böylelikle çekim süresi kısalmır (Tablo 1).

Daha yüksek b-değerlerinde yeterli SNR'yi sağlarken çekim süresini de optimize etmek için asimetrik ortalamadan yararlanılır.

Görüntü ölçeği düzeltme faktörü (**Sistem: TxRx:**) 3.5'a ayarlanmıştır; bu, yüksek b-değerli görüntülerde hipersellüler lezyonlar ile normal kemik iliğinin görünüşünü ayırt edilmeye elverişli bir şekilde optimize eder.

Difüzyon düzenleri görüntüleme merkezleri arasında farklılık gösterebilir, fakat biz minimal TE ile maksimum sinyal oluşumu için bir 3D diyagonal, monopolar düzen kullandık. Anizotropiye-duyarlı teknikleri gereksiz bulduk.

Eddy akımları ve geometrik bozulmalar bu teknikte artmış olmakla birlikte, kesite özel küsarat ayarı imkânı veren, yeni SliceAdjust özelliğiyle dengelendi [4]. Mümkün olan her durumda bu tekniğin kullanılmasını tavsiye ediyoruz.

Ne yazık ki, indirilebilir .exar1 protokolü, lisanslama ve uyumluluk meselelerinden ötürü bu sekansı kapsamıyor. **'Kırık omurga'** denen artefaktı önlemek için ilk DWI istasyonunda kullanılan merkez frekansını sonraki bütün istasyonlara manuel olarak uygulayın [5]. .exar1 protokolü frekans-sabitlemeye imkân verecek şekilde kurulmuştur ve SliceAdjust'ın mevcut olmadığı durumlarda geometrik bozulmaların etkisini azaltmak üzere 3-tarama izli difüzyon düzeni kullanılmaktadır.

Hastaları farklı tarayıcılara (özellikle de farklı alan güçlerinde) sokmayı tavsiye etmiyoruz (Şekil 4).

Post-processing

Hem TimCT hem de koronal VIBE serilerinden T1-ağırlıklı yağ fraksiyonları (%F) oluşturulmalıdır. FAT ve WATER serilerini birbirine ekleyin ve sonra FAT'ı ADD'e bölün.

1000'lik ölçekleme faktörü kullanarak daha ince bir pencereleme yapmak mümkündür. ROI kullanılarak bir bölgedeki yağ yüzdesini de okuyabilirsiniz. Bu, kemik metastazlarının yanıtını ve karaciğer yağ durumunu izlemek için kullanılabilir.

En yüksek b-değeri serisinden elde edilen koronal MPR'ler ve radyal MIP'ler raporlama sırasında kullanılabilir fakat genellikle bulguları klinik meslektaşlara iletirken görsel bir araç olarak fayda sağlar. İntert bir gri skala kullanılarak gösterilen koronal MPR'leri 5 mm kalınlıkta, radyal MIP'leri ise 3 derecede bir (120 görüntü) oluşturun.

Sonuç

WB-MRI'nin dikkat edilmesi gereken yanı, ilk kurulumdur –ilk girişimlerinizde beklediğiniz sonuçları alamazsanız şaşırmayın. Tipik bir tamamlanmış veri seti (Şekil 5), seçilen sekanslara ve yapılan rekonstrüksiyonlara bağlı olarak 6.000'in üstünde görüntüden oluşabilir, fakat protokol bir kere oturduktan sonra operatörlerin son derece kolayca kullanabilmesini sağlar. Bizim deneyimize göre, her bir muayeneyi, tarama işleminden ziyade bir deney olarak görmek sizi başariya ulaştıracaktır.

En son gelişmelerden ve olgu çalışmalarından haberdar olmak ve eğitici videoyu izlemek için www.siemens.com/wb-mri adresini ziyaret edin.

Teşekkür

Paul Strickland Tarama Merkezi'nden, Kanser Araştırma Enstitüsü'nden ve Siemens Healthineers İngiltere ve Almanya'dan geçmiş ve mevcut tüm çalışma arkadaşlarımız da dâhil olmak üzere, yıllar içinde bu protokolün geliştirilmesine katkıda bulunan herkese çok teşekkürler. ●

Referanslar

- 1 Padhani AR, Lecouvet FE, Tunariu N, et al. METastasis Reporting and Data System for Prostate Cancer : Practical Guidelines for Acquisition, Interpretation, and Reporting of Whole-body Magnetic Resonance Imaging-based Evaluations of Multiorgan Involvement in Advanced Prostate Cancer. Eur Urol. European Association of Urology; 2017;71:81–92.
- 2 Kosmin M, Makris A, Joshi PV, et al. The addition of whole-body magnetic resonance imaging to body computerised tomography alters treatment decisions in patients with metastatic breast cancer. Eur J Cancer; 2017;77:109–116
- 3 Winfield JM, Collins DJ, Priest AN, et al. A framework for optimization of diffusion-weighted MRI protocols for large field-of-view abdominal-pelvic imaging in multicenter studies. Med. Phys; 2016;43:95–110
- 4 Haibo Z, Huadan X, Stemmer A, et al. Slice Specific Shimming Improves the Image Quality of Whole-Body Diffusion-Weighted Examinations at 3T. Magnetom Flash; 2017: Magnetom Vida special issue;17-21
- 5 Koh DM, Blackledge M, Padhani AR, et al. Whole-Body Diffusion-Weighted MRI: Tips, Tricks, and Pitfalls. AJR; 2012;199:252–262

İletişim

Will McGuire
Yardımcı Amir Radyograf
Paul Strickland Tarama Merkezi
Northwood
Birleşik Krallık
will.mcguire@stricklandscanner.org.uk



Hedeflenmeyen prostatik arter embolizasyonu riskinin azaltılması

Dr. Andre Uflacker ve Dr. Ziv J. Haskal'ın izniyle, Radyoloji ve Medikal Görüntüleme Bölümü, Vasküler ve Girişimsel Radyoloji Birimi, Virginia Üniversitesi, Charlottesville, VA, ABD

Hastanın hikayesi

Benign prostat hiperplazisinin neden olduğu alt üriner sistem semptomları olan 72 yaşında erkek hasta. Zorlanma, sık idrara çıkma hissi ve akış zayıflığı semptomları vardı; sıklıkla neredeyse saatte bir idi ve 8 defa nokturi görülüyordu. Toplam 53 mL'lik hacimle prostatomegali vardı. Tedavi öncesinde, hastanın Uluslararası Prostat Semptom Skoru (IPSS) 22, tepe idrar akım hızı 4 mL/s idi. Tedaviden bir yıl sonra IPSS 4, tepe idrar akım hızı ise 6 mL/s idi. Nokturi gecede 8'den 3 epizoda indi. Zorlanma, hezitansi ve akış zayıflığı da iyileşme göstererek hastayı rahatlattı.

Tanı

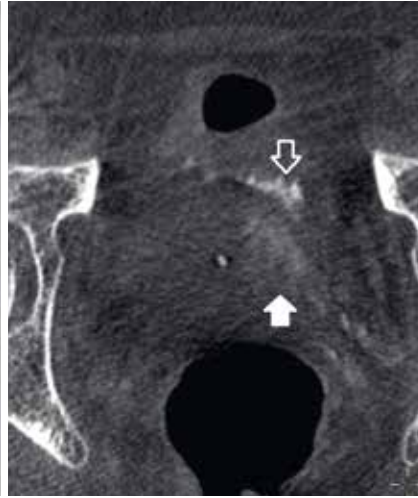
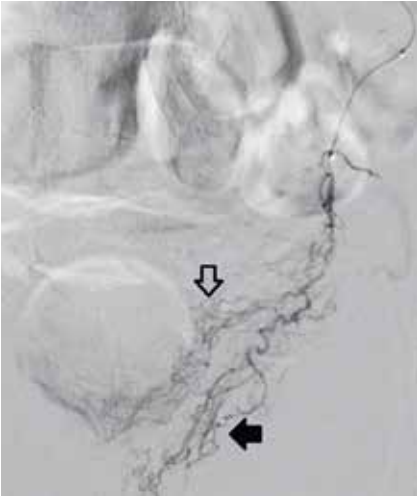
Alt üriner sistem semptomları ortaya çıkaran benign prostat hipertrofisi.

Tedavi

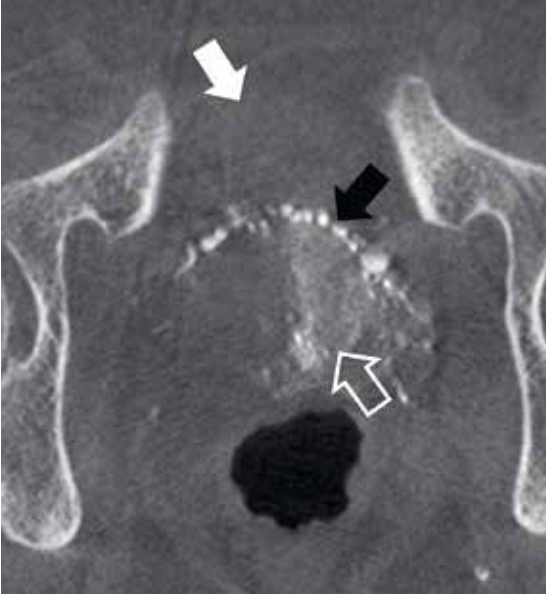
Sağ ana uyluk atardamarından 100-µm Embozene kullanılarak partikül embolizasyonu uygulandı. Anjiyogramlar başlangıçta tedavi edilmekte olan hemipelvisle aynı tarafta, 10 derece kaudal eğimle, 35 derecelik oblisite ile yapıldı. Sonraki anjiyogramlar tanımlamanın ardından prostatik artere en uygun projeksiyonlarla gerçekleştirildi.

Siemens müşterileri tarafından burada tanımlanan sonuçlar kuruma özgü koşullarda elde edilmiştir. "Tipik" bir hastane bulunmadığı ve pek çok değişken (örneğin hastanenin ölçeği, olguların karmaşıklığı, BT benimsenme düzeyi) söz konusu olduğu için diğer kullanıcıların da aynı sonuçları alacağı garanti edilemez.

1



2



1

Sol: Sol prostatovezikal gövdede prostatik dalları (içi dolu siyah ok) ve inferiör vezikal dalları (içi boş ok) gösteren, sol anteriör oblik projeksiyonunun sayısal çıkarımlı anjiyogram (DSA).

Sağ: Kateter aynı pozisyonda iken 2 mL için 0.2 mL/s'de syngo DynaCT enjeksiyonu mesane duvarında genişlemeyi (içi boş ok) ve prostatik parenkimal genişlemeyi (içi dolu beyaz ok) doğrultuyor.

2

Mikrokaterin sol prostatik artere vezikal dallardan uzağa 9 mL için 0.4 mL/s'de sokulmasının ardından güç enjeksiyonu ile syngo DynaCT: Mesane duvarında genişleme yok (içi dolu beyaz ok), sol hemiprostata parenkimalının artışı (içi boş ok) ve periprostatik venöz pleksusun (içi dolu siyah ok) görselleştirilmesi.

Yorumlar

0.2 mL/s ila 0.5 mL/s arasındaki enjeksiyonlarla ve 2 mL ila 9 mL arasında değişen hacimlerle, her biri 10-14 saniyelik X-ray gecikmesi ile olmak üzere beş DynaCT uygulaması yapıldı.

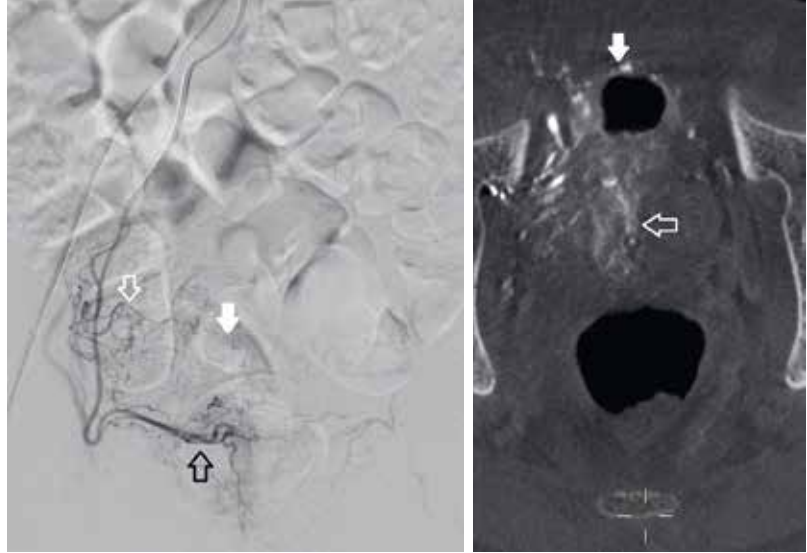
Enjeksiyon parametreleri, vasküler yatağın kateter ucuna uzak olan yanının doldurulmasını kolaylaştırmak, fakat uca yakın olan damarlarda reflüyü önlemek üzere, operatörün takdir yetkisine bağlı olarak belirlendi. İlk syngo DynaCT'i sol prostatik arteri görselleştirmek için, kateter sol iliak arterdeyken uygulandı. İkinci DynaCT seferi mikrokaterlerin sol prostatovezikal gövdeye sokulmasının ardından gerçekleştirildi ve mesane duvarında ve sperm kesesinde genişleme gösterdi. Mikrokaterler prostatik arterin daha uzak tarafına itilince, prostatik parenkimal genişleme olduğu ve mesanede herhangi bir genişleme olmadığı görüldü. Sağ prostatovezikal gövdedeki syngo DynaCT de mesane genişlemesi gösterdi, mikrokaterlerin distal sağ prostatik artere itilmesinden sonra çözümlendi. Prosedür sırasında gerçekleştirilen beş DynaCT seferinde ortalama DAP 34,937 mGycm² oldu.

Protokol

Bu sırada Virginia Üniversitesi'nde, konik ışın BT çekim ve enjeksiyon protokollerine ilişkin olarak (kateter pozisyonuna ve vasküler yatağa bağlı olarak) aşağıdaki standartlar belirlendi:

Çekim protokolü	5s DCT Body CARE
Enjeksiyon protokolü	
Dilüsyon	Yok
Enjeksiyon hacmi	2–4 mL
Enjeksiyon hızı	0.2 mL/s
Enjeksiyon süresi	10–20 s
X-ray gecikmesi	10–14 s

3



3

Sol: Sağ prostatovezikal gövdenin 4F'lik kateter ile DSA'sı, çok sayıda vezikülodeferensiyal dalı (içi boş beyaz ok), mesane dallarını (içi dolu beyaz ok) ve prostatik dalları (içi boş siyah ok) gösteriyor.

Sağ: Kateter bu pozisyonda iken 9 mL için 0.5 mL/s'de syngo DynaCT, mesane duvarının genişlemesini (içi dolu beyaz ok) ve prostatik parenkimi (içi boş ok) gösteriyor.

4



4

Sol: Kateter sağ prostatik arterin içine mümkün olduğunca distal sokulmuş iken DSA.

Sağ: syngo DynaCT'in MPR'sinden koronal projeksiyon, 7 mL için 0.4 mL/s 'de bu pozisyonda, mesane duvarında hiçbir genişleme olmadığını (içi boş ok) ve prostatik parenkimal artışı (içi dolu beyaz ok) gösteriyor.

İletişim

Randolph Setser
randolph.setser@siemens-healthineers.com

Dinamik kontrastlı manyetik rezonans görüntüleme, difüzyon kurtosis görüntüleme ve intravoksel inkoherent hareket difüzyon-ağırlıklı görüntüleme: Pankreas kanserinin değerlendirilmesinde MRG fonksiyonel parametreleri

Vincenza Granata¹; Roberta Fusco¹; Mario Sansone²; Roberto Grassi³; Francesca Maio¹; Raffaele Palaia⁴; Fabiana Tatangelo⁵; Gerardo Botti⁵; Robert Grimm⁷; Steven Curley⁶; Francesco Izzo⁴; Antonella Petrillo¹

¹ Radyoloji Birimi, Istituto Nazionale Tumori IRCCS "Fondazione G. Pascale", Napoli, İtalya

² Bilişim Teknolojisi ve Elektrik Mühendisliği (DIETI) Bölümü, Napoli, İtalya

³ Radyoloji Birimi, Second University of Naples, İtalya

⁴ Hepatobiliyer Cerrahi Onkoloji Birimi, Istituto Nazionale Tumori IRCCS "Fondazione G. Pascale", Napoli, İtalya

⁵ Diagnostik Patoloji Birimi, Istituto Nazionale Tumori IRCCS "Fondazione G. Pascale", Napoli, İtalya

⁶ Cerrahi Bölümü, Baylor Tıp Üniversitesi, Houston, TX, ABD

⁷ Siemens Healthineers, Erlangen, Almanya

Özet

Amaç

Dinamik kontrastlı MR görüntülemeden (DCE-MRI) ve difüzyon kurtosis görüntülemeden (DKI) elde edilen perfüzyon parametrelerinin ve intravoksel tutarsız hareket modeline (IVIM) dayalı difüzyon ağırlıklı görüntülemeden (DWI) elde edilen parametrelerin, pankreas tümörleri ile normal pankreas parenkimleri arasında ayırım yapılması açısından taşıdığı diagnostik potansiyeli değerlendirmek.

Metotlar

Histopatolojik pankreas tümörü tanısı konmuş 24 hasta (ortalama yaş: 71) ve pankreas lezyonu olmayan 24 hasta (ortalama yaş: 56) analiz edildi. Her bir vokselle için, DCE-MRI, IVIM ve DKI parametreleri alındı. Parametrik olmayan bir test ve alıcı işletim karakteristiği (ROC) eğrisi kullanılarak isabetlilik değerlendirildi.

Sonuçlar

Kruskal-Wallis testi esas alınarak, DKI difüzivitesine (MD), IVIM perfüzyon fraksiyonuna (fp) ve IVIM difüzyon katsayısına (Dt) ilişkin

ortalama değerlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlendi. Normal pankreas parenkimleri ve pankreas tümörleri arasında ayırım yapılırken MD isabetliliği %78 oldu.

Görüşler

IVIM ve DKI'den elde edilen parametreler ve bazı DCE-MRI yarı-kantitatif parametreleri, normal pankreas parenkimlerinin ve pankreatik tümörlerin ayırt edilmesinde faydalı olabilir.

Geçmiş

Pankreatik adenokarsinomlar (PDAC'ler) pankreas kanserlerinin %90'ını oluşturmaktadır ve Amerika Birleşik Devletleri'nde kansere bağlı ölümlerin en yaygın dördüncü nedenidir. Çoğu kanserde istikrarlı bir sağkalım artışına karşın, pankreas kanserinde yavaş ilerleme kaydedilmektedir. Beş yıllık rölatif sağkalım oranı şu anda yalnızca %8'dir. Bu düşük oranın nedeni kısmen, olguların yarısından fazlasına ileri safhada tanı koyulmasıdır. Böyle durumlar için de beş yıllık sağkalım oranı %3'tür [1].

Görüntüleme alanında multidedektörlü bilgisayarlı tomografi (MDCT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi önemli teknik ilerlemelere rağmen, pankreasta solid lezyonların doğru tanısı hâlâ zorlu bir konudur. Bu, görüntüleme özelliklerinin iyi huylu lezyonlarla örtüşmesi ile alakalıdır [2]. Fakat pankreas lezyonlarının doğru şekilde algılanması ve karakterizasyonu elzemdir, çünkü tedavi yaklaşımları ve ilişkili prognozlar, tümör tipine ve derecesine bağlı olarak, birbirinden hatırı sayılır ölçüde farklıdır [3]. Güvenilir, isabetli görüntüleme, tümör safhasının doğru belirlenmesi açısından kritik önem taşır: Aslında, pankreatik adenokarsinom lenfatik damarlara çabuk sızır ve lokal infiltratif hastalık peripankreatik dokunun kolay farkedilmeyen enfiltrasyonu biçiminde belirebilir. Bu lokal invazyon, tümörün kaplamının ve safhasının doğru belirlenememesiyle sonuçlanabilir ve operasyon öncesinde saptanamaması halinde, cerrahi rezeksiyonun durdurulmasına neden olabilir [4]. Hastalar açısından en büyük umut, pankreas adenokarsinomlarının erken fark edilmesidir. Dolayısıyla, daha yüksek tümör belirginliği sağlayan non-invazif bir görüntüleme modalitesi, klinik sonuçların iyileştirilmesi açısından paha biçilmez olacaktır [5, 6]. Organa özgü vaskülaritenin habis ve iyi huylu pankreas lezyonlarını ayırt etmeyi sağlayacak şekilde nasıl analiz edileceği, halen çözülmemiş bir sorundur. Artış düzenlerinin ve

perfüzyon parametrelerinin dinamik kontrastlı MR görüntüleme (DCE-MRI) kullanılarak kantitatif analizinin, pankreas lezyonlarının değerlendirilmesinde hem objektif hem de faydalı olduğu gösterilmiştir [7, 8]. Son yıllarda, abdominal MR görüntülemenin pankreas lezyonlarının değerlendirilmesinde hiç olmadığı kadar çok kullanıldığını, difüzyon-ağırlıklı görüntülemenin (DWI) malignite tespitinde faydalı bir araç olarak çokça rağbet gördüğünü görüyoruz. [9–12]. DWI, solid habis tümörlerde, iyi huylu enflamatuvar ya da kistik lezyonlara kıyasla daha kısıtlı difüzyon göstererek fokal pankreas lezyonları hakkında fazladan bilgi sağlayabilmektedir. Bu, görünür difüzyon katsayısının (ADC) azalmasından anlaşılabilir [13–16]. Bununla birlikte, difüzyon-ağırlıklı sinyal ve ADC değerleri yalnızca moleküler difüzyondan değil, mikrodolaşım ya da kan perfüzyonundan da etkilenebilmektedir ve ADC değerleri bu nedenle perfüzyon etkileriyle bozulabilmektedir. Bu durum, pankreas lezyonlarının karakterizasyonunda ADC'nin güvenilirliğini sınırlar [17, 18]. Mikrodolaşım veya perfüzyon etkileri, gerçek doku difüzyonundan yeterli b-değeri örneklemesi ve intravoksel tutarsız hareket (IVIM) modeli ile iki taraflı üstel eğri uyum analizi kullanılarak ayırt edilebilir [17–21].

Pankreasta IVIM üzerine daha önce yapılan çalışmalar, PDAC'lerdeki azalan ADC'nin, PDAC'lerde azalan perfüzyon fraksiyonundaki (fp) [20] bir değişikliğe atfedilebileceğini ve fp'nin kitle oluşumuna neden olan pankreatit ve PDAC'lerin ayırt edilmesinde, ADC değerlerinden daha iyi bir DW görüntüleme kaynaklı parametre [21] olduğunu göstermiştir. Bununla birlikte, bugüne kadar IVIM'nin habis pankreas tümörlerinin iyi huylu lezyonlardan ayırt edilmesi açısından taşıdığı değeri araştıran az sayıda çalışma yapılmıştır. Ayrıca, konvansiyonel DWI modeli, voksel içindeki su difüzyonunun tek bir komponenti olduğu ve su moleküllerinin serbestçe difüze olduğu Gaussyen bir davranış gösterdiği varsayımına

dayanmaktadır [18, 19]. Bununla birlikte, mikrostüktürlerin varlığından dolayı (tek bir vokselin içinde iki doku tipi ya da komponent olması, organeller ve hücre zarları gibi) biyolojik doku içindeki termik kaynaşım su moleküllerinin rastgele hareketi veya difüzyonu, Gaussyen olmayan bir davranış göstermektedir [22]. 2005'te, Jensen ve çalışma arkadaşları difüzyon kürtosis görüntüleme (DKI) adı verilen, Gaussyen olmayan bir difüzyon modeli öne sürdüler [22]. Bu model, doku difüzyonunun bir Gaussyen modelden sapmasını ve Gaussyen olmayan yanlılık düzeltilmesi ile difüzyon katsayısını (D) ölçen kürtosis katsayısını (K) kullanır. DKI tümör tespitinde ve safha belirlemede konvansiyonel ADC'den daha iyi bir performans göstermiştir [23–29].

Bu çalışmanın amacı, DCE-MRI ile elde edilen perfüzyon parametrelerinin ve DWI'de DKI ve IVIM'den elde edilen parametrelerin pankreas tümörleri ile normal pankreas parenkimlerinin ayırt edilmesi açısından taşıdığı diagnostik potansiyeli değerlendirmektir.

Materyal ve metotlar

Araştırma popülasyonu

Istituto Nazionale Tumori'deki Bilimsel Hastane Etik Kurulu bu retrospektif çalışmayı onaylamış ve her bir hasta için gerekli olan bilgilendirilmiş rıza alınmıştır. Enstitü'nün cerrahi veritabanında Ocak 2012-Ekim 2017 aralığını kapsayan bir arama yaptık ve cerrahi rezeksiyon geçirmiş olan, pankreas kanserli 42 hasta seçtik. Araştırma popülasyonuna katılım kriterleri şöyledi:

- Patolojik olarak kanıtlanmış pankreas kanseri olan hastalar;
- Hem DCE-MRI hem DWI uygulanmış olan hastalar;
- Görüntülemesi ile patolojik tanısı arasında bir aydan daha az süre olan hastalar;
- Görüntüleme ve patoloji bulgularının eşleştirilmesi amacıyla, cerrahi rezeksiyon geçirmiş hastalarda rezekte edilmiş örneklerin kesilmiş

kısımlarının diagnostik kalitede resimlerinin olması. Katılma engel olan kriterler ise şöyledir:

1. Görüntülemeye dayalı tanı ile patolojik olarak doğrulanmış tanı arasında uyumsuzluk;
2. Yetersiz görüntü kalitesinden kaynaklanan patolojik görüntüleme korelasyonu kısıtlamaları;
3. DCE-MRI ve DWI bulunmaması.

Bu kriterler esas alınarak oluşturulan araştırma grubunda 24 hasta (ortalama yaş 71 olmak üzere, 14 erkek ve 10 kadın; yaş aralığı: 53-58) bulunuyordu. Araştırma süresi içinde Enstitü'nün radyolojik veritabanında da bir arama yaptık ve spektrum yanlılığını azaltmak için, pankreas lezyonu olmayan ve DCE-MRI ve DWI üst batin çalışmalarına katılmış hastalardan oluşan bir kontrol grubu oluşturduk. Bu kriterlere uyan toplam 24 hasta (13 erkek, 11 kadın, ortalama yaş 56, yaş aralığı: 33-78) araştırmaya dâhil edildi.

MR protokolü

MR protokolü, DCE-MRI ve DWI sekanslarını da kapsayan morfolojik ve fonksiyonel görüntülemelerden oluşuyordu. Görüntüleme, faz dizimli vücut coil'i olan 1.5T tarayıcı (MAGNETOM Symphony, Siemens Healthineers, Erlangen, Almanya) ile yapıldı. Hastalar, kafa önce olacak şekilde, supin pozisyonda yerleştirildi.

Yağ süpresyonlu ve yağ süpresyonsuz olarak bir morfolojik pre-kontrast aksiyel T2-ağırlıklı (T2w) 2D half-Fourier çekimli tek-çekim turbo spin-eko (HASTE) gerçekleştirildi. Çekim parametreleri şöyledi: TR/TE = 1500/90 ms, kesit kalınlığı = 5 mm, kesit arası açıklık = 0 mm, dönme açısı = 180°, matris = 320 x 320, görüş alanı (FOV) = 380 x 380 mm². Morfolojik pre-kontrast aksiyel T1-ağırlıklı (T1w) hızlı düşük açılı çekim (FLASH) 2D faz içi ve faz dışı görüntüler, şu çekim parametreleri ile alındı: TR/TE = 160/4.87 ms, kesit kalınlığı = 5 mm, kesit arası açıklık = 0 mm, dönme açısı = 70°, matris = 192 x 256, FOV = 285 x 380 mm². Morfolojik

pre-kontrast aksiyel T1w yağ-süpresyonlu FLASH 2D faz dışı görüntüleme, şu çekim parametreleri ile tamamlandı: TR/TE = 178/2.3 ms, kesit kalınlığı = 3 mm, kesit arası açıklık = 0 mm, dönme açısı = 80°, matris = 416 x 512, FOV = 325 x 400 mm². Morfolojik post-kontrast aksiyel ve koronal yağ süpresyonlu T1ağırlıklı volümetrik ara değerli nefes tutmalı muayene (VIBE) görüntüleri kesit kalınlığı = 3 mm, kesit arası açıklık = 0 mm, dönme açısı = 10°, matris = 320 x 260, FOV = 325 x 400 mm². Kaydedilirken şu çekim parametreleri kullanıldı: TR/TE = 4.89/2.38 ms, Serbest nefesli aksiyel tek-çekim ekoplanar DWI pulse sekansı şu parametrelerle gerçekleştirildi: TR/TE = 7500/91 ms; kesit kalınlığı = 3 mm; dönme açısı = 90°, matris = 192 x 192, FOV = 340 x 340 mm²; b-değerleri 0, 50, 100, 150, 400, ve 800 s/mm² olan üç yönlü difüzyon gradyanları.

DCE-MR görüntülemeye ise pozitif, gadolinyum- bazlı paramanyetik bir kontrast maddenin (Gadobutrol Gd-DTPA, Bayer Pharma AG, Berlin, Almanya) 2 mL/kg intravenöz enjeksiyonundan öncesinde bir, sonrasında ise 120 sekans (gecikmesiz olarak) aldık. Kontrast madde, bir Spectris Solaris® EP MR pompası (MEDRAD Inc., Indianola, PA) kullanılarak 2 mL/s'lik akış hızıyla uygulandı. Ardından da aynı akış hızında 10 mL'lik salin yıkaması yapıldı. Zamansal çözünürlüğü artırmak için DCE-MRI stokastik yörüngeli T1ağırlıklı zaman çözümlemeli anjiyografi (TWIST) 3D aksiyel görüntüler alındı. Çekim parametreleri şöyledi: TR/TE = 3.01/1.09 ms, dönme açısı = 25°, matris = 256 x 256, kesit kalınlığı = 2 mm, açıklık = 0, FOV = 300 x 300 mm², zamansal çözünürlük = 3 saniye, pA: 0.20, pB: 0.20.

MR görüntü analizi

İlgi alanları (ROI'ler) iki uzman radyolog tarafından konsensüse varılarak ve hiçbir distorsiyon artefaktının çevrelenmemesine özen gösterilerek elle çizildi. 20 yıldan fazla klinik deneyimi olan bir radyolog ve abdominal MR görüntüleme çalışmalarını

yorumlamada 8 yıllık klinik deneyimi olan bir radyolog, ROI'leri DCE görüntüleri üzerinde, pre-kontrast post-kontrast görüntüden çıkarılarak ve en yüksek b-değerli DWI görüntüsünde elde edilen sanal yağ süpresyonu ile çizdiler. Pankreas kanserli hastalarda, neoplastik ilgi hacminin elde edilmesi için tümör kesit kesit kontürlendi. Pankreas kanseri olmayan hastalarda, pankreas parenkimi dokusunun medyan değerini elde etmek için pankreas parenkiminde 4 ilgi alanı (baş, boyun, gövde ve kuyruk) seçtik.

DCE-MRI ve DWI verilerinden elde edilen özellikler, ROI'ların medyan değerini belirlemek amacıyla piksel piksel hesaplandı.

DCE-MRI özellikleri

Her bir voksel için, daha önce [30]'da belirtilen yaklaşım kullanılarak 8 TIC şekil tanımlayıcısı işlendi: maksimum sinyal farkı (MSD), pik noktaya ulaşana kadar geçen süre (TTP), WI eğimi (WIS), WO eğimi (WOS), WI kesişimi (WII), WO kesişimi (WOI), WOS/WIS oranı ve WOI/WII oranı.

DCE-MRI parametreleri, MATLAB R2007a (The MathWorks Inc., Natick, MA, ABD)¹'de geliştirilmiş kurum içi bir prototip yazılım kullanılarak elde edildi.

DWI özellikleri

Mono-eksponansiyel model, difüzyon kürtosis görüntüleme modeli ve intravoksel tutarsız hareket modeli [17, 18; 31-39] kullanılarak, DWI verilerinden her bir voksel için 6 özellik çıkarıldı.

DWI sinyal zayıflaması, en yaygın olarak mono-eksponansiyel model kullanılarak analiz edilir [17, 18]:

Denklem 1

$$ADC = \frac{\ln \left(\frac{S_0}{S_b} \right)}{b}$$

¹ Burada yer alan bilgilerde, üçüncü parti üreticilerin ürünleri söz konusudur ve dolayısıyla onların düzenleme sorumluluğu altındadır. Daha ayrıntılı bilgi için lütfen üçüncü parti üretici ile irtibata geçin.

Sb difüzyon ağırlığı b ile birlikte MRG sinyal yoğunluğu, S0 difüzyon ağırlıklı olmayan sinyal yoğunluğu, ADC ise görünür difüzyon katsayısıdır.

Vasküler fraksiyonu büyük olan bir vokal için MRG veri bozunumu mono-ekspansiyonel biçimden sapabiliyor, özellikle de IVIM etkisinin [17, 18, 33] yarattığı düşük b-değerleri aralığında hızlı bir bozunum gösterebiliyor. Bu nedenle, IVIM ile ilişkili psödo-difüzivite (Dp veya D* ile gösterilir), perfüzyon fraksiyonu (fp) ve doku difüzivitesi (Dt) parametrelerinin tahmini için, mono-ekspansiyonel modele ek olarak bir de bi-ekspansiyonel model kullanıldı:

Denklem 2

$$\frac{S_0}{S_b} = f_p \cdot \exp(-b \cdot D_p) + (1 - f_p) \cdot \exp(-b \cdot D_t)$$

Nihai yerleştirilmiş görüntüleri (difüzyon katsayısının (MD) ortalaması ve difüzyonel kürtosisin (MK) ortalaması) elde etmek için analizde difüzyon kürtosis görüntüleme de kullanıldı.

Çoklu-b'li DW görüntüleri, vokal vokal yerleştirilerek difüzyon kürtosis sinyal zayıflama eşitliği (3) kullanılarak ve önceki bir çalışmada [22] kullanılan gibi iki-değişkenli bir lineer en küçük kareler algoritması uygulanarak alındı:

Denklem 3

$$S(b) = S_0 \exp(-b \cdot D + \frac{1}{6} b^2 \cdot D^2 \cdot K)$$

Bu eşitlikte, D düzeltilmiş difüzyon katsayısı; K ise fazla difüzyon kürtosis katsayısıdır. K, moleküler hareketin mükemmel Gaussyen dağılımdan sapma derecesini gösterir. K 0 olduğunda, eşitlik (3) bir konvansiyonel monoexponential eşitliğe dönüşür (1): D ve ADC arasındaki fark, D'nin ADC'nin Gaussyen olmayan durumlarda kullanılmak üzere düzeltilmiş hali olmasıdır.

Konvansiyonel DWI (ADC), IVIM (fp, Dt, Dp), ve DKI (MK ve MD) parametreleri, bütün ölçülen b değerleri ile multi b'li DWI verilerinden, prototip post-processing yazılım Body Diffusion Toolbox² (Siemens Healthineers, Erlangen, Almanya) ile elde edildi.

İstatistiksel analiz

Sürekli değişkenler orta ± standart sapma (SD) olarak gösterildi. Üç gruba bölünmüş olan bütün parametreler, parametrik olmayan Kruskal-Wallis testi kullanılarak karşılaştırıldı. Pankreas tümörleri ile pankreas parenkimlerini ayırt etme becerisini değerlendirmek amacıyla, her bir parametre değerini belirlemek için alıcı işletim karakteristiği (ROC) eğrileri de hesaplandı.

Optimal eşik değerler (maksimal Youden endeksinde göre elde edilmiştir = sensitivite + spesifisite-1), buna karşılık gelen sensitivite, spesifisite, pozitif prediktif değer (PPV), negatif prediktif değer (NPV) ve isabetlilik hesaplandı.

0.05'ten küçük P değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. İstatistiksel analizin gerçekleştirilmesi için MATLAB R2007a (The MathWorks Inc., Natick, MA, ABD)¹ tarafından üretilen Statistics Toolbox kullanıldı.

Sonuçlar

Tablo 1, pankreas tümörü ve pankreas parenkimi dokusu için medyan değeri ve standart sapma değerini (SD) gösteriyor.

Bir Kruskal-Wallis testi esas alınarak, gruplar arasında MD, fp ve Dt için medyan değerlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlendi, dinamik parametreler için medyan değerlerde bu gruplar arasında hiçbir anlamlı farklılık bulunamadı. Tablo 2, MR'dan çıkarılan parametrelerin normal pankreas parenkimi ile pankreas tümörlerinin ayırt edilmesindeki diagnostik isabetliliğini gösteriyor. WII, MD, fp ve Dp'nin isabetliliği ≥ %68% oldu. %78'lik isabetli oranıyla, en iyi sonuçları MD verdi.

Tartışma

Bu çalışmanın amacı, DCE-MRI, DKI ile elde edilen perfüzyon parametrelerinin ve DWI'da IVIM'den elde edilen

parametrelerin pankreas tümörleri ile normal pankreas parenkimlerinin ayırt edilmesi açısından diagnostik potansiyelini değerlendirmektir.

DCE-MRI'nin pankreas kanserinin değerlendirilmesindeki isabetliliği açıklığa kavuşmamış bir konudur. Bunun bir nedeni, pankreatik duktal adenokarsinomda mikrovasküler komponent temsilinin yetersiz olmasıdır. Bu, karakteristik olarak sızıntılı, frajil ve eksik biçimli oldukları için sıklıkla tümörlerde gözlenen damarlardaki fonksiyonel bozuklukla ve ayrıca damarlara bastıran belirgin stromal matrisin varlığı ile açıklanabilir. Dahası, aktive olmuş pankreatik yıldız hücreler, tümörün merkezi bölgelerinde artan fibröz stroma üretimine neden olur. Bu da kan damarlarını sıkıştırarak vaskülarite ve perfüzyonda değişikliklere yol açar [7, 8]. Birkaç çalışmada, solid pankreas hastalıklarının karakterizasyonunda DCE-MRI'nin fizibilitesi değerlendirilmiştir [7, 8, 11].

Kim ve ark. [7] 8'i pankreatik nöroendokrin tümörlü (PNET), üçü kronik pankreatitli, 10'u da normal pankreaslı olan pankreas kanserli 24 hastayı değerlendirdi. Farklı gruplar için, Ktrans, kep (kontrast maddenin EES'den plazmaya akışı) ve konsantrasyon eğrisinin altındaki ilk alan ((IAUC) değerlendirildi. Pankreas kanserli hastalarda Ktrans, kep ve iAUC değerlerinin (sırasıyla 0.042 min⁻¹ ± 0.023, 0.761 min⁻¹ ± 0.529 ve 2.841 mmol/s ± 1.811), normal pankreaslı hastalardan (sırasıyla 0.387 min⁻¹ ± 0.176, 6.376 min⁻¹ ± 2.529, ve 7.156 mmol/s ± 3.414,) kaydadeğer ölçüde daha düşük olduğunu gösterdi (hepsi için P < 0.05). Ayrıca, PNET'lerin ve normal pankreasların kep değerleri de farklılık gösterdi (P < 0.0001) ve pankreas kanserleri ile PNET'lerin Ktrans, kep ve iAUC değerleri (sırasıyla P < 0.0001, P = .038 ve P < 0.0001) arasında da kaydadeğer farklılıklar görüldü.

² Ürün henüz geliştirme aşamasındadır ve ABD'de ya da başka ülkelerde satışta değildir. Gelecekte satışa sunulacağını garanti yoktur.

Bali ve ark. [8] cerrahi rezeksiyona uygun fokal pankreas lezyonları olan 28 hastayı değerlendirdi. Tek bölmeli (Ktrans ve dağılım fraksiyonu [f]) ve iki bölmeli (Ktrans ve vasküler boşluğu [vp] kapladığı doku hacmi fraksiyonu) farmakokinetik modellerden elde edilen kantitatif DCE-MRI parametreleri, fokal lezyonlardaki ve nontümöral dokudaki fibroz içeriğiyle ve mikrovasküler dansite (MVD) sayımları ile ilintilendirildi. Farmakokinetik parametreler tümöral ve tümöral olmayan doku ile karşılaştırıldı. Çalışmada DCE-MRI'nin fibroz tespitindeki diagnostik performansı da değerlendirildi. Ktrans değerlerinin, primer habis tümörlerde iyi huylu lezyonlara kıyasla kaydadeğer ölçüde düşük olduğu ($P = .023$) ve nontümöral pankreatik doku downstream'inin ($P < .001$) ve upstream'inin ($P = .006$); f ve vp 'nin de primer habis tümörlerde, nontümöral pankreatik doku downstream'ine kıyasla (sırasıyla $P = .012$ ve $.018$) kaydadeğer ölçüde daha yüksek olduğu gösterildi. Fibroz Ktrans ile negatif, f ve vp ile pozitif olarak ilişkilendirildi. MVD ise f ve vp ile pozitif olarak ilişkilendirildi. Fibroz tespitinde sensitivite ve spesifite sırasıyla K tek-bölmeli için (eşik değer: 0.35 min⁻¹) %65 (37'de 24) ve %83 (12'de 10) ve Ktrans iki-bölmeli için (eşik değer: 0.29 min⁻¹) %76 (37'de 28) ve %83 (12'de 10) oldu.

Kontrast madde sürecinin MSD, TTP, WIS, WOS, WII, WOI, WOS/WIS oranı ve WOI/WII oranı gibi yarı-kantitatif tanımlayıcılarını değerlendirdik. Bulgularımız, gruplar arasında dinamik parametrelerde hiçbir fark olmadığını gösterdi. Tek istisna, WIS ve Ktrans [30] arasındaki, istatistiksel açıdan anlamlı olmayan farklılık idi.

Difüzyon parametreleri DWI kullanılarak değerlendirilebiliyor [39]. IVIM modeli, bir akan kan hacim fraksiyonunu (perfüzyon) ile mikrostrüktürel bilginin DWI'dan ayrı ayrı çıkarılmasına olanak veren bir teorik çerçeve sağlıyor. Bu nedenle IVIM, DWI'nin onkolojik uygulamalarında rağbet görüyor, çünkü akan kan hacmi fraksiyonu, perfüzyonsuz difüzyon katsayısı (mikrostrüktürel parametre) ve psödodifüzyon katsayısı ile kombine bir kantifikasyonu mümkün kılıyor. Bu, bir kontrast madde olmadan, kılcal damar ağındaki kan hareketiyle ilişkilendiriliyor [36, 37].

Birkaç çalışmada, IVIM'den elde edilen parametreler solid fokal lezyonların karakterizasyonunda faydalı olduğu için [22, 40, 41] IVIM'in pankreas kanserinin saptanmasında ümit vaat eden bir araç olduğu bildirildi.

Kang ve ark. [40] ADC ve IVIM'den elde edilen parametrelerin yaygın pankreas tümörleri, kronik pankreatit ve normal pankreas arasında ayırım yapmak ve intraduktal papiller müsinöz neoplazmların malignite potansiyelinin karakterizasyonu açısından diagnostik performansını değerlendirdi. Yaptıkları çalışmaya, cerrahi olarak rezekte edilmiş pankreas tümörlü doksan üç hasta (39 PDAC, 17 NE ve 37 IPMN), kronik pankreatitli yedi hasta ve normal pankreaslı 26 hasta katıldı. ADC, difüzyonun yavaş komponenti (Dslow), tutarsız mikrodolaşım (Dfast) ve perfüzyon fraksiyonu (fp) hesaplandı. PDAC'lerin Dfast ve fp değerlerinin, normal pankreaslarınkinden, kronik pankreatitlerinkinden ve NET'lerinkilerden (hepsi $P < .05$) kaydadeğer ölçüde daha düşük olduğu gösterildi.

PDAC'ler ve NET'ler arasında ayırım yapmak için, fp ve Dfast kaydadeğer bir farklılık gösterdi (ikisi için de $P < .0001$) ve ROC analizinde ADC'den de Dslow'dan daha yararlı parametreler oldu (hepsi için $P < .05$). İyi huylu IPMN'lere kıyasla, habis IPMN'lerin ADC ve Dslow değerleri kaydadeğer ölçüde daha düşüktü ve Dfast ve f değerleri daha yüksekti (hepsi için $P < .05$). ROC analizinde, habis ve iyi huylu IPMN'leri

	Normal pankreas parenkimi dokusu		Pankreas kanseri		Kruskal-Wallis testinden elde edilen P değeri
	Ortalama	SD	Ortalama	SD	
MSD [A.U.]	39.20	31.99	42.70	27.60	0.71
TTP [A.U.]	36.25	19.93	25.00	18.58	0.97
WOS [A.U.]	-0.42	17.81	-1.10	52.06	0.99
WOI [A.U.]	60.27	48.96	38.43	84.78	0.10
WIS [A.U.]	3.75	17.84	20.91	25.49	0.57
WII [A.U.]	35.95	58.94	15.47	97.71	0.15
WOS_WIS [A.U.]	-0.03	13.85	-0.01	3.31	0.82
WOI_WII [A.U.]	1.04	4.06	-0.94	10.40	0.21
ADC [mm ² /s x 10 ⁻⁶]	1397.50	309.75	1196.50	281.18	0.17
MK [x 10 ⁻³]	1193.85	1393.73	1399.30	384.69	0.33
MD [mm ² /s x 10 ⁻⁶]	2843.20	728.35	1849.50	603.95	0.00
fp [% x 10 ⁻¹]	225.00	90.42	144.20	81.53	0.00
Dt [mm ² /s x 10 ⁻⁶]	1263.00	357.21	1018.60	328.62	0.75
Dp [mm ² /s x 10 ⁻⁵]	135.60	57.30	112.80	56.62	0.02

Tablo 1: İki grubun (normal pankreas parenkimi ve pankreas tümörü), MR ile elde edilen her bir verisi için ortalama ve standart sapma (SD) değeri.

ayırt etmek için ROC eğrisinin altındaki en yüksek alan fp'de görüldü [40].

PDAC, normal pankreaslar, kronik prostatit ve NET'ler arasında ayırım yapılırken perfüzyonun difüzyondan daha önemli bir faktör olabileceği sonucuna varıldı. Ayrıca, ADC ve IVIM'den elde edilen parametreler arasında, habis ve iyi huylu IPMN'leri ayırt etmek için ROC eğrisinin altındaki en yüksek alan fp'de görüldü. Bu nedenle biz, IVIM DWI'nin, yalnızca selülarite (Dslow) hakkında değil, perfüzyon (Dfast ve fp) hakkında da bilgi sağlama becerisi sayesinde [40], pankreasta görülen en yaygın solid ya da kistik habis tümörlerin karakterizasyonu için değerli bir araç olduğunu düşünüyoruz.

Klauss ve ark. [41] pankreatik duktal adenokarsinomlarda (PDAC) ve pankreatik nöroendokrin tümörlerde (PNET) IVIM modelinden elde edilen parametreler ile histolojik olarak belirlenmiş mikrovaskülarite arasındaki korelasyonu inceledi. Yaptıkları çalışmada, intravoksel tutarsız hareket parametreleri iki ilgi hacminden (VOI) çıkarıldı: toplam tümör hacmini (TTV) çevreleyen bir VOI'den ve histolojik bölgesel tümör (RTV) lokasyonuna denk gelen bir diğer VOI'den.

Kan hacim fraksiyonunun PDAC'lerde, PNET'lere kıyasla kaydadeğer ölçüde düşük olduğunu (%9.9 ± %5.4 ile %15.5 ± %5.2; P < 0.0001) ve difüzyon katsayısı Dt'nin PDAC'lerde kaydadeğer ölçüde yüksek olduğu ($1.2 \pm 0.18 \times 10^{-3}$ ile $1.03 \pm 0.15 \times 10^{-3}$ mm²/s; P = 0.001) gösterildi. Psödodifüzyon katsayısında (Dp) hiçbir anlamlı farklılık görülmedi ($44.9 \pm 52.9 \times 10^{-3}$ ile $53.8 \pm 51.2 \times 10^{-3}$ mm²/s). Mikrodamar dansitesi PDAC'lerde, PNET'lere kıyasla kaydadeğer ölçüde düşüktü (36.8 ± 25.9 / mm² ile 80.0 ± 26.1 / mm²; P = 0.0005). RTV'den çıkarıldığında, PDAC'lerin ve PNET'LERİN akan kan hacim fraksiyonu fp ve MVD'leri mükemmel korelasyon gösterdi (r = 0.85). TTV'yi kullanan korelasyon orta dereceli oldu (0.64). fp (RTV ve TTV) ve mikrodamar alanı orta dereceli korelasyon gösterdi (r = 0.54/0.47).

Çalışmamızda, ADC ve IVIM ile ilişkili parametreleri (Dp, fp ve Dt), doku difüzyonunun bir Gaussyen modelden sapmasını ifade eden kürtosis katsayısını ve Gaussyen olmayan yanlılığın DKI ile düzeltildiği difüzyon katsayısını değerlendirdik. Son zamanlarda, DKI farklı tümör tiplerinde tedaviye yanıtın değerlendirilmesi için kullanılıyor [42–44].

Bildiğimiz kadarıyla, pankreas kanser dokusu ile normal dokuyu ayırt etmek üzere perfüzyon ve difüzyon özelliklerini (ADC, IVIM ve DKI'dan elde edilen parametreler) analiz eden hiçbir yakın tarihli çalışma bulunmuyor.

Bir Kruskal-Wallis testini esas alarak elde ettiğimiz bulgulara göre, gruplar arasında MD, fp ve Dt median değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar vardı. Normal pankreas parenkimi ile pankreas tümörleri arasında ayırım yapılırken, %78'lik bir isabetlilikle en iyi sonuçları MD verdi.

Çalışmamızda, PDAC'ların perfüzyonla ilişkili faktörleri (fp ve Dp) ve difüzyon kürtosis görüntülemenin MD'si, normal pankreas parenkimli hastalarda görülenden farklıydı ve ADC'den daha iyi bir diagnostik performans gösterdi. PDAC'lerin ve normal pankreas parenkimlerinin ayrımlı tanısı genellikle kolaylıkla koyulabilse de, görüntüleme özelliklerinde, ayırt etme konusunda zaman zaman sorunlara yol açmaya yetecek kadar örtüşme olabilir. Dolayısıyla, PDAC'lerin ve normal pankreas parenkimlerinin kaydadeğer ölçüde farklılık gösteren perfüzyona bağlı faktörleri klinisyenlerin en isabetli tanıyı koymalarına yardım edebiliyor.

	AUC	SEN	SPEC	PPV	NPV	ACC	CUT-OFF
MSD	0.47	0.14	0.96	0.75	0.54	0.56	92.21
TTP	0.54	0.59	0.61	0.59	0.61	0.60	31.02
WOS	0.51	0.64	0.48	0.54	0.58	0.56	-1.54
WOI	0.68	0.86	0.48	0.61	0.79	0.67	30.87
WIS	0.36	1.00	0.04	0.50	1.00	0.51	-44.80
WII	0.67	0.55	0.91	0.86	0.68	0.73	33.49
WOS_WIS	0.47	0.36	0.78	0.62	0.56	0.58	0.17
WOI_WII	0.59	0.77	0.52	0.61	0.71	0.64	-0.92
ADC	0.61	0.55	0.78	0.71	0.64	0.67	1330.99
MK	0.42	0.82	0.30	0.53	0.64	0.56	997.00
MD	0.82	0.86	0.70	0.73	0.84	0.78	2168.48
fp	0.79	0.82	0.70	0.72	0.80	0.76	167.81
Dt	0.59	0.55	0.74	0.67	0.63	0.64	1197.58
Dp	0.67	1.00	0.39	0.61	1.00	0.69	68.91

Tablo 2: MR'dan çıkarılan parametrelerin normal pankreas parenkimi ile pankreas tümörlerinin ayırt edilmesindeki diagnostik isabetliliği. İisabetliliği yüksek olan parametreler ve eğrinin altındaki alan koyu yazılarak vurgulanmıştır.

Not: AUC = eğrinin altındaki alan; SEN = sensitivite; SPEC = spesifisite; NPV = negatif prediktif değer; ACC = isabetlilik

Dahası, bu parametreler, yanıt verenleri ve vermeyenleri mümkün olduğunca kısa bir süre içinde saptayarak sistemik ve pankreatik yönlendirmeli tedavilerinin değerlendirilmesinde de fayda sağlama potansiyeli taşıyor.

Sonuç

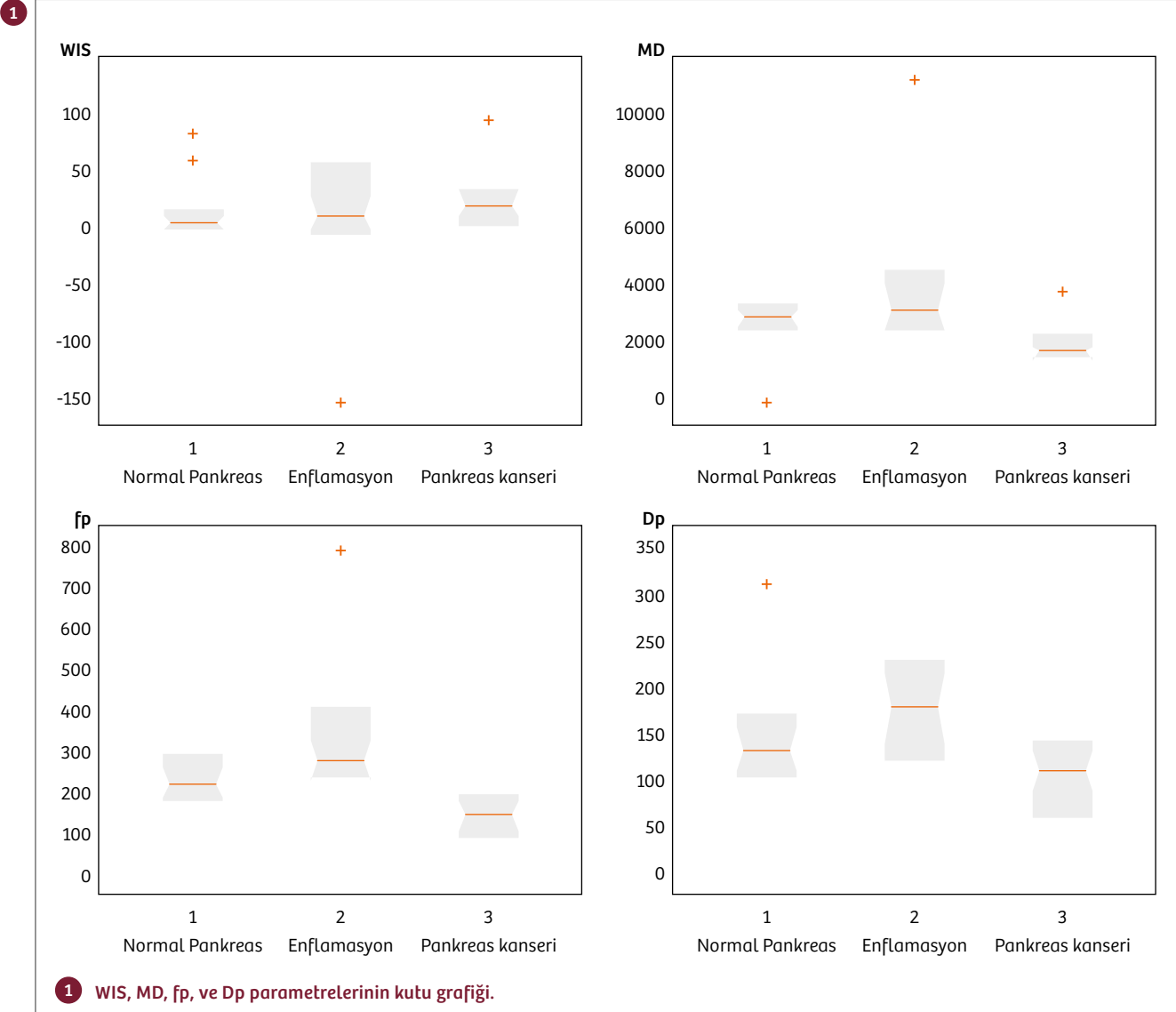
Doğru bir pankreas kanseri tanısı, kanser evresinin doğru belirlenmesi açısından şarttır. Evrenin doğru belirlenmesi de uygun tedavi yönetimini mümkün kılar.

IVIM ve difüzyon kürtosisinden elde edilen parametreler ve DCE-MRI'dan elde edilen yarı-kantitatif parametreler

normal pankreas parenkimi ile pankreas tümörlerini ayırt etmede faydalı olabilir. Normal pankreas parenkimi dokusunun ve pankreas tümörlerinin en iyi şekilde sınıflandırılmasını sağlayan parametreler difüzyon kürtosis görüntülemenin MSD, WOI_WII, MD'si ve fp'dir. ●

Referanslar

- 1 Siegel RL, Miller KD, Jemal A. Cancer statistic, 2017. CA Cancer J Clin. 2017 Jan;67(1):7–30.
- 2 Granata V, Fusco R, Catalano O, Setola SV, de Lutio di Castelguidone E, Piccirillo M, et al. Multidetector computer tomography in the pancreatic adenocarcinoma assessment: an update. Infect Agent Cancer. 2016 Nov 15;11:57. Li D, Xie K, Wolff R, Abbruzzese JL. Pancreatic cancer. Lancet. 2004;363(9414): 1049–57.
- 3 Brennan DD, Zamboni GA, Raptopoulos VD, Kruskal JB. Comprehensive preoperative assessment of pancreatic adenocarcinoma with 64-section volumetric CT. Radiographics. 2007 Nov–Dec;27(6):1653–66.
- 4 Fukukura Y, Shindo T, Hakamada H, Takumi K, Umanodan T, Nakajo M, et al. Diffusion-weighted MR imaging of the pancreas: optimizing b-value for visualization of pancreatic adenocarcinoma. Eur Radiol. 2016 Oct;26(10):3419–27.
- 5 Baek JH, Lee JM, Kim SH, et al. Small (< 3 cm) solid pseudopapillary tumors of the pancreas at multiphasic multidetector CT. Radiology. 2010;257(1):97–106.
- 6 Casneuf VF, Delrue L, Van Damme N, et al. Noninvasive monitoring of therapy-induced microvascular changes in a pancreatic cancer model using dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging with P846, a new low-diffusible gadolinium-based contrast agent. Radiat Res. 2011;175(1):10–20.
- 7 Kim JH, Lee JM, Park JH, Kim SC, Joo I, Han JK, et al. Solid pancreatic lesions: characterization by using timing bolus



- dynamic contrast-enhanced MR imaging assessment-a preliminary study. *Radiology*. 2013 Jan;266(1):185-96.
- 8 Bali MA, Metens T, Denolin V, Delhaye M, Demetter P, Closset J, et al. Tumoral and nontumoral pancreas: correlation between quantitative dynamic contrast-enhanced MR imaging and histopathologic parameters. *Radiology*. 2011 Nov;261(2):456-66.
 - 9 Kartalis N, Lindholm TL, Aspelin P, Permert J, Albiin N. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging of pancreas tumors. *Eur Radiol*. 2009;19(8):1981-90.
 - 10 Inan N, Arslan A, Akansel G, Anik Y, Demirci A. Diffusion-weighted imaging in the differential diagnosis of cystic lesions of the pancreas. *AJR Am J Roentgenol*. 2008; 191(4):1115-21.
 - 11 Choi SY, Kim SH, Kang TW, Song KD, Park HJ, Choi YH. Differentiating Mass-Forming Autoimmune Pancreatitis From Pancreatic Ductal Adenocarcinoma on the Basis of Contrast-Enhanced MRI and DWI Findings. *AJR Am J Roentgenol*. 2016 Feb;206(2):291-300.
 - 12 Wang Y, Miller FH, Chen ZE, et al. Diffusion-weighted MR imaging of solid and cystic lesions of the pancreas. *RadioGraphics*. 2011;31(3):E47-E64.
 - 13 Lee SS, Byun JH, Park BJ, et al. Quantitative analysis of diffusion-weighted magnetic resonance imaging of the pancreas: usefulness in characterizing solid pancreatic masses. *J Magn Reson Imaging*. 2008; 28(4):928-36.
 - 14 Ma C, Guo X, Liu L, Zhan Q, Li J, Zhu C, et al. Effect of region of interest size on ADC measurements in pancreatic adenocarcinoma. *Cancer Imaging*. 2017 May 2;17(1):13.
 - 15 Muraoka N, Uematsu H, Kimura H, et al. Apparent diffusion coefficient in pancreatic cancer: characterization and histopathological correlations. *J Magn Reson Imaging*. 2008;27(6):1302-8.
 - 16 Ma C, Liu L, Li J, Wang L, Chen LG, Zhang Y, et al. Apparent diffusion coefficient (ADC) measurements in pancreatic adenocarcinoma: A preliminary study of the effect of region of interest on ADC values and interobserver variability. *J Magn Reson Imaging*. 2016 Feb;43(2):407-13.
 - 17 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(2):497-505.
 - 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(2):401-7.
 - 19 Koh DM, Collins DJ, Orton MR. Intravoxel incoherent motion in body diffusion-weighted MRI: reality and challenges. *AJR Am J Roentgenol*. 2011;196(6):1351-61.
 - 20 Lemke A, Laun FB, Klauß M, et al. Differentiation of pancreas carcinoma from healthy pancreatic tissue using multiple b-values: comparison of apparent diffusion coefficient and intravoxel incoherent motion derived parameters. *Invest Radiol*. 2009;44(12):769-75.
 - 21 Klauß M, Lemke A, Grünberg K, et al. Intravoxel incoherent motion MRI for the differentiation between mass forming chronic pancreatitis and pancreatic carcinoma. *Invest Radiol*. 2011;46(1):57-63.
 - 22 Jensen JH, Helper JA. MRI quantification of non-Gaussian water diffusion by kurtosis analysis. *NMR Biomed*. 2010;23:698-710.
 - 23 Sun K, Chen X, Chai W, Fei X, Fu C, Yan X, et al. Breast Cancer: Diffusion Kurtosis MR Imaging-Diagnostic Accuracy and Correlation with Clinical-Pathologic Factors. *Radiology*. 2015;277:46-55.
 - 24 Suo S, Chen X, Wu L, Zhang X, Yao Q, Fan Y, et al. Non-Gaussian water diffusion kurtosis imaging of prostate cancer. *Magn Reson Imaging*. 2014;32:421-7.
 - 25 Nogueira L, Brandão S, Matos E, Nunes RG, Loureiro J, Ramos I, et al. Application of the diffusion kurtosis model for the study of breast lesions. *Eur Radiol*. 2014;24:1197-203.
 - 26 Rosenkrantz AB, Sigmund EE, Winnick A, Niver BE, Spieler B, Morgan GR, et al. Assessment of hepatocellular carcinoma using apparent diffusion coefficient and diffusion kurtosis indices: preliminary experience in fresh liver explants. *Magn Reson Imaging*. 2012;30:1534-40.
 - 27 Van Cauter S, Veraart J, Sijbers J, Peeters RR, Himmelreich U, De Keyser F, et al. Gliomas: diffusion kurtosis MR imaging in grading. *Radiology*. 2012;263:492-501.
 - 28 Raab P, Hattingsen E, Franz K, Zanella FE, Lanfermann H. Cerebral gliomas: diffusional kurtosis imaging analysis of microstructural differences. *Radiology*. 2010;254:876-81.
 - 29 Rosenkrantz AB, Sigmund EE, Johnson G, Babb JS, Mussi TC, Melamed J, et al. Prostate cancer: feasibility and preliminary experience of a diffusional kurtosis model for detection and assessment of aggressiveness of peripheral zone cancer. *Radiology*. 2012;264:126-35.
 - 30 Fusco R, Petrillo A, Petrillo M, Sansone M. Use of Tracer Kinetic Models for Selection of Semi-Quantitative Features for DCE-MRI Data Classification. *Applied Magnetic Resonance*. 2013;44(11):1311-24.
 - 31 Deux J-F, Brugieres P, Rahmouni A. Liver cirrhosis: intravoxel incoherent motion MR imaging - pilot study. *Radiology*. 2008;249(3):891-9.
 - 32 Wirestam R, Borg M, Brockstedt S, Lindgren A, Holtas S, Stahlberg F. Perfusion-related parameters in intravoxel incoherent motion MR imaging compared with CBV and CBF measured by dynamic susceptibility contrast MR technique. *Acta Radiol*. 2001;42(2):123-8.
 - 33 Moteki T, Horikoshi H. Evaluation of hepatic lesions and hepatic parenchyma using diffusion-weighted echo-planar MR with three values of gradient b-factor. *J Magn. Reson. Imaging* 2006;24(3):637-45.
 - 34 Callot V, Bennett E, Decking UKM, Balaban RS, Wen H. In vivo study of microcirculation in canine myocardium using the IVIM method. *Magn. Reson. Med*. 2003;50(3):531-40.
 - 35 Yao L, Sinha U. Imaging the microcirculatory proton fraction of muscle with diffusion-weighted echo-planar imaging. *Acad. Radiol*. 2000;7(1):27-32.
 - 36 Granata V, Fusco R, Catalano O, Guarino B, Granata F, Tatangelo F, et al. Intravoxel incoherent motion (IVIM) in diffusion-weighted imaging (DWI) for Hepatocellular carcinoma: correlation with histologic grade. *Oncotarget*. 2016 Nov 29;7(48):79357-64.
 - 37 Fusco R, Sansone M, Petrillo A. A comparison of fitting algorithms for diffusion-weighted MRI data analysis using an intravoxel incoherent motion model. *MAGMA*. 2017 Apr;30(2):113-20.
 - 38 Granata V, Fusco R, Catalano O, Filice S, Amato DM, Nasti G, et al. Early Assessment of Colorectal Cancer Patients with Liver Metastases Treated with Antiangiogenic Drugs: The Role of Intravoxel Incoherent Motion in Diffusion-Weighted Imaging. *PLoS One*. 2015 Nov 13;10(11):e0142876.
 - 39 Fusco R, Sansone M, Petrillo A. The Use of the Levenberg-Marquardt and Variable Projection Curve-Fitting Algorithm in Intravoxel Incoherent Motion Method for DW-MRI Data Analysis. *Applied Magnetic Resonance*. 2015;46(5):551-8.
 - 40 Kang KM, Lee JM, Yoon JH, et al. Intravoxel incoherent motion diffusion weighted MR imaging for characterization of focal pancreatic lesions. *Radiology*. 2014;270:444-53.
 - 41 Klauß M, Mayer P, Bergmann F, Maier-Hein K, Hase J, Hackert T, et al. Correlation of Histological Vessel Characteristics and Diffusion-Weighted Imaging Intravoxel Incoherent Motion-Derived Parameters in Pancreatic Ductal Adenocarcinomas and Pancreatic Neuroendocrine Tumors. *Invest Radiol*. 2015 Nov;50(11):792-7.
 - 42 Chen Y, Ren W, Zheng D. Diffusion kurtosis imaging predicts neoadjuvant chemotherapy responses within 4 days in advanced nasopharyngeal carcinoma patients. 2015;42:1354-61.
 - 43 Yu J, Xu Q, Song JC, Li Y, Dai X, Huang DY, et al. The value of diffusion kurtosis magnetic resonance imaging for assessing treatment response of neoadjuvant chemoradiotherapy in locally advanced rectal cancer. *Eur Radiol*. 2017;27:1848-57.
 - 44 Goshima S, Kanematsu M, Noda Y, Kondo H, Watanabe H, Bae KT. Diffusion kurtosis imaging to assess response to treatment in hypervascular hepatocellular carcinoma. *AJR Am J Roentgenol*. 2015;204:W543-9.

İletişim

Roberta Fusco
Radyoloji Bölümü
Istituto Nazionale Tumori -
IRCCS Fondazione G. Pascale"
Via Mariano Semmola
80131 Napoli-İtalya
Tel.: +3908 1590 3738
r.fusco@istitutotumori.na.it



İleri nöro-görüntüleme ve pediatrik epilepsi cerrahisi

Sarah Barton^{1,2,3}, Michael Kean^{1,2,3}, Simon Harvey^{1,2,3}, Joseph Yang^{1,2}

¹ Murdoch Çocuk Araştırma Enstitüsü, Parkville, VIC, Avustralya

² Kraliyet Çocuk Hastanesi, Melbourne, VIC, Avustralya

³ Pediatri Bölümü, Melbourne Üniversitesi, VIC, Avustralya

Epilepsi cerrahisinde nöro-görüntüleme

Tekrarlayan nöbetlerle karakterize yaygın bir kronik beyin rahatsızlığı olan epilepsi, genellikle çocuklukta başlar. Epilepsi dünya çapında 10,5 milyon çocuğu etkiliyor ve bu da global epilepsi popülasyonunun yaklaşık olarak çeyreği anlamına geliyor [1]. Çocuklukta epilepsi olgularının en azından %50'si fokal başlangıçlı oluyor ve fokal epilepsili çocuklar arasında %30'a ulaşan oranda çocuk, ilaçların kontrol altına almada yetersiz kaldığı nöbetler geçiriyor [2]. Epilepsi cerrahisi bu çocukların bazılarında nöbetlerden kurtulma, gelişim

bakımından iyileşme gösterme ve hem kendileri hem de aileleri için genel olarak daha iyi bir yaşam kalitesi olanağı sunuyor [3].

İleri multimodal manyetik rezonans görüntüleme (MRG) teknikleri, ilaca dirençli fokal epilepsili çocuklarda cerrahi öncesi kapsamlı değerlendirme açısından büyük önem taşıyor [4].

Bu ileri görüntüleme teknikleri; lezyon tanımlamasına, uyumlu klinik ve elektrofizyolojik bilgilerle nöbetin odak noktasının belirlenmesine, lisan için baskın olan serebral hemisferin lateralizasyonuna [5] ve harekete, lisana ve görsel fonksiyona hizmet

eden fonksiyonel kortikal ve subkortikal beyin bölgelerinin lokalizasyonuna yardımcı oluyor. İleri multi-modal MRG'nin, hastanın operasyon öncesi tetkiklerini basitleştirme, intrakraniyal EEG izleme ve elektriksel stimülasyon gerekliliğini ortadan kaldırma, operasyon sonrası nöbet durumunu iyileştirme ve operasyon sonrası nörolojik defisitleri önleme ya da minimize etme potansiyeli bulunuyor.

¹ Siemens Healthineers Sorumluluk Reddi yazarların görüşünü yansıtmamaktadır: MR taramanın fetüslerin ve iki yaşından küçük çocukların görüntülenmesinde güvenli olduğu kesinleşmemiştir. Sorumlu hekim, MR tetkikinin faydalarını, başka görüntüleme tekniklerinin faydalarıyla karşılaştırmalıdır.

TR	TE	FOV	Matris	Kesit	Grappa	SMS	B ₀ Shim	Ref Tarama	RF Mod Gradyanı	ESP	BW
Multi-Shell DWI MAGNETOM Prisma syngo MR E11C 32-kanallı Baş Coil'i											
4000	78 ms	244	122 %100	2 mm	2	2	Adv	Gre/Sep	Normal Performans	0.58 ms	2276 Hz/Px
fMRI Lisan Görevli MAGNETOM Prisma MB Çekimi syngo MR E11C 32-kanallı Baş Coil'i											
1500	30 ms	255	104 %100	2.5 mm	2	3	Adv	FLEET	Normal Performans	0.5 ms	2404 Hz/Px
Dinlenme Durumu MAGNETOM Prisma MB Çekimi syngo MR E11C 32-kanallı Baş Coil'i											
1500	30 ms	255	104 %100	2.5 mm	2	3	Adv	FLEET	Normal Performans	0.5 ms	2404 Hz/Px

Tablo 1: DWI, fMRI, ve fMRI sekansları için MR çekim parametreleri.

Difüzyon MRG traktografi – Difüzyon Tensor Görüntülemenin (DTI) kısıtlamaları

Difüzyon MRG traktografi, beyaz madde traktları (WMT'ler) olarak da bilinen beyin sinir lifi traktlarının anatomisinin sanal rekonstrüksiyonlarını oluşturan bir post-processing görüntüleme tekniğidir [6, 7]. Traktografi rekonstrüksiyonunun isabetliliği nöroşirurjide çok büyük önem taşıyor, çünkü WMT'lerin ya da onlara giden kan akışının cerrahi işlem sırasında hasar görmesi, kalıcı nörolojik defisitlere yol açabiliyor [8–10]. MRG verileri korejiste edilerek, cerrahi işlem sırasında hastanın beyninin görüntüsü üzerinde, görüntü rehberli navigasyon yazılımı yardımıyla örtüştürülebilir. Operasyon öncesi traktografi, hastanın operasyon sırasında canlı olarak görüntülenmesiyle, çevreleyen sağlıklı beyin strüktürlerine en az hasarı verecek ideal cerrahi yaklaşımı planlamada beyin cerrahına yardımcı olacak önemli bilgiler sağlar.

Nöroşirurjide benimsenen traktografi tekniklerinde geleneksel olarak difüzyon tensor görüntüleme (DTI) veri toplama ve deterministik bir traktografi algoritması kullanılıyor. Fakat bu yaklaşımla, serebral beyaz maddenin (WM) %90'a kadarında bulunan [13] çapraz lif bölgelerinde [11, 12] difüzyonu isabetli bir şekilde modellemek mümkün olmuyor. Difüzyon MRG ile veri toplamada meydana gelen ilerlemelerle, gelişen izleme algoritmalarıyla ve görüntüye dayalı trakt rekonstrüksiyonları için daha iyi yöntemlerle, WMT modellemesini iyileştiren en son teknolojiyle uyumlu yöntemler bulunuyor. Modern traktografi tekniklerinde yüksek açısal çözünürlüklü difüzyon görüntüleme (HARDI) veri toplama ve kısıtlı sferik dekonvolüsyon (CSD) çapraz lif modellerini [15, 16] esas alan, olasılığa dayalı lif izlemesi[14] kullanılıyor. Bu sayede, traktografi

sonuçları cerrahi planlama ve operasyon sırasındaki görüntü rehberliği üzerinde kaydadeğer bir etki yapacak şekilde iyileşiyor.

Traktografide meydana gelen en son ilerlemeler arasında, multi-shell ve çok bantlı difüzyon çekimleri de yer alıyor. Multi-shell difüzyon görüntüleme ile tek oturuşta düşük, orta ve yüksek b-değeri difüzyon verileri alınarak daha WM doku alanına özgü [17] difüzyon propagasyon haritaları oluşturuluyor. Buna multi-shell çoklu-doku-CSD (MSMT-CSD) tekniği adı veriliyor. MSMT-CSD, gri-beyaz madde doku arayüzünün üzerindeki WM bölgelerinde lif oryantasyonu dağılımı (FOD) tahmininin isabetliliğini daha iyi hale getiriyor ve serebrospinal sıvı boşluğuna ait gürültülü izotropik vokselleri ortadan kaldırıyor; böylelikle de traktografi rekonstrüksiyonunun anatomik isabetliliğini daha da artırıyor (Şekil 1). Çoklu-bant ya da simultane çok kesitli çekim düzenleri, multi-shell difüzyon verileri edinmek için gereken süreyi kısaltarak klinik olarak kabul edilebilir bir zaman çerçevesine uygun hale getiriyor [18, 19].

Melbourne Kraliyet Çocuk Hastanesi'nde Difüzyon MRG traktografi

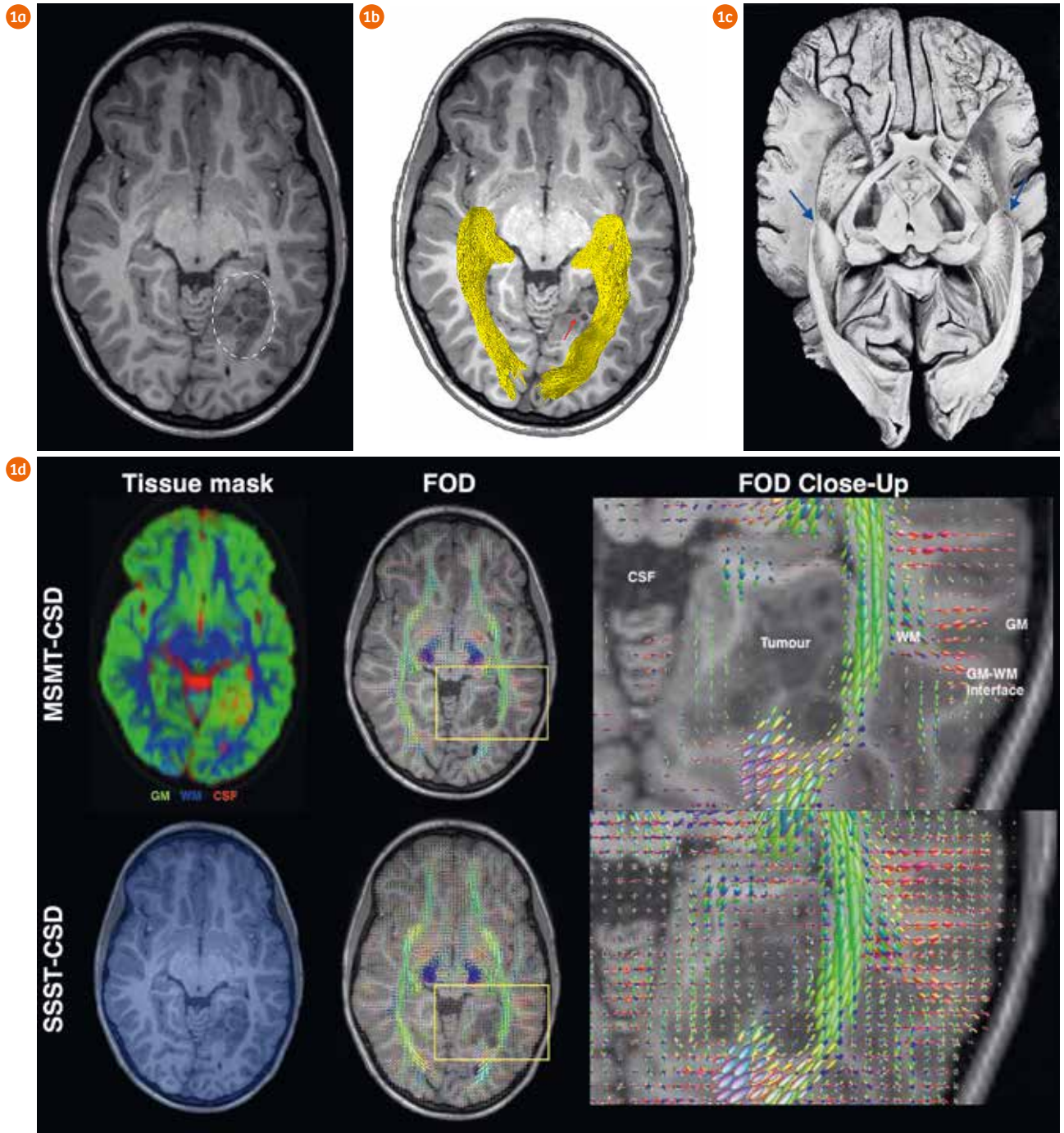
2012'den bu yana, Melbourne-Avustralya'daki Kraliyet Çocuk Hastanesi'nde epilepsi cerrahisi için operasyon öncesi planlamada HARDI veri toplama yöntemini kullanan ve CSD çapraz lif modellemesini ve olasılığa dayalı izlemeyi esas alan ileri traktografi rekonstrüksiyonları kullanılıyor. 2016 yılında çoklu-bant, multi-shell DWI çekiminin kullanılmaya başlamasıyla, traktografi rekonstrüksiyonlarının anatomik isabetliliği daha da arttı. Klinik uzmanlıkla ve başka görüntüleme ve elektrofizyoloji modaliteleriyle birleştğinde, klinik traktografi programımızın epilepsi cerrahisi geçiren çocuklarda nöbet ve fonksiyon sonuçlarının iyileşmesine katkıda bulunduğunu düşünüyoruz.

Bu makalede, epilepsi cerrahisi öncesi planlamalarda traktografiden faydalanılmış olan üç çocuğun nöro-görüntüleme verilerini sunuyoruz.

Melbourne Kraliyet Çocuk Hastanesi'nde MR protokolü

Çoklu-bant difüzyon sekanlarını ve SMS TSE'yi kapsamlı epilepsi protokolümüze ilk uygulayışlarımızda MAGNETOM Trio / MAGNETOM Verio syngo MR B17 yazılımı kullandık ve diagnostik görüntüleme protokollerimizde kaydadeğer bir iyileşme elde ettik (uzamsal çözünürlük, tarama sürelerinde azalma ve ileri görüntü analizinin entegrasyonu). Bu sekanları klinik uygulamada yürürlüğe sokmadan önce, gönüllüler üzerinde konvansiyonel ve çoklu-bant çekimler ve hazır analiz doğrulaması kullanarak kapsamlı çalışmalar yaptık. Karşılaştırmalı çalışmalarda 3T için protokollerin optimizasyonuna [20–22], dinlenme durumu verilerinin analizini etkileyebilecek tSNR varyasyonlarına [23], kesitler arası artefaktlara [24, 25], ACS çekimi sırasında hasta hareketlerinin etkilerine [26, 27] ve çoklu-bant sisteminin kendi sistemlerimiz üzerindeki sınırlarına [28–30] bakıldı. İlk protokollerimiz (DWI, fMRI ve rfMRI), çoklu-bant faktörler ve uzamsal çözünürlük başta olmak üzere, görüntüleme parametrelerinde modifikasyonlar yapılarak mevcut sistemlerimize (MAGNETOM Prisma syngo MR E11C ve Biograph mMR syngo MR E11P) aktarıldı (Tablo 1). Multi-shell taramalar, özel bir vektör dosyası kullanılarak 3 ayrı tarama ile yapıldı (Monopolar difüzyon planı; $b = 3000 \text{ s/mm}^2$, $5b = 0$ 'yi kapsayacak şekilde 69 dir, $b = 2000 \text{ s/mm}^2$, $5b = 0$ ve $b = 1000 \text{ s/mm}^2$ 'yi kapsayacak şekilde 50 dir, $5b = 0$ 'i kapsayacak şekilde 30 dir).

.....
Geliştirmesi devam eden ürün. Bu ürün halen geliştirme aşamasındadır ve ABD'de ya da başka ülkelerde satışa değildir. İlerleyen zamanlarda satışa sunulacağı garanti edilemez.



1 (1A–C) Sol fuziform jirusta yerleşik bir gelişimsel beyin tümörüne (beyaz kesikli daire, (1A) T1-ağırlıklı görüntü) atfedilebilecek fokal ilaca dirençli epilepsili bir hastada ileri difüzyon MRG beyaz madde modellemesi ve traktografi rekonstrüksiyonu. Tümörün çok yakınındaki optik radyasyon traktografisinin (1B'deki sarı renk) rekonstrüksiyonu için 3T MAGNETOM Prisma Siemens tarayıcı kullanılarak elde edilen çoklu-bant, multi-shell difüzyon verileri kullanıldı. Rekonstrüksiyonu yapılan traktografi kadavra lif diseksiyonuna çok benziyor (1C'deki mavi oklar); Ludwig & Klingner's atlas, 1956'dan alınmıştır.

(1D) multi-shell çoklu-dokulu-kısıtlı sferik dekonvolüsyon (MSMT-CSD) çerçevesini gösteriyor. Bu, single-shell tekli-doku-CSD (SSST-CSD)'nin kullanıldığı geleneksel yaklaşıma kıyasla, difüzyon maskesinin doku spesifitesini ve karşılık gelen lif oryantasyonu dağılımı (FOD) tahminlerinin isabetliliğini artırıyor. Bu özelliklerin kombinasyonları, traktografi çıktısının anatomik isabetliliğini iyileştiriyor.

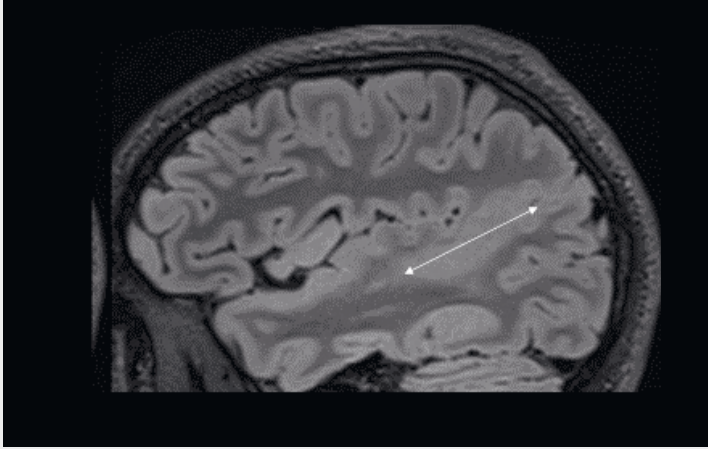
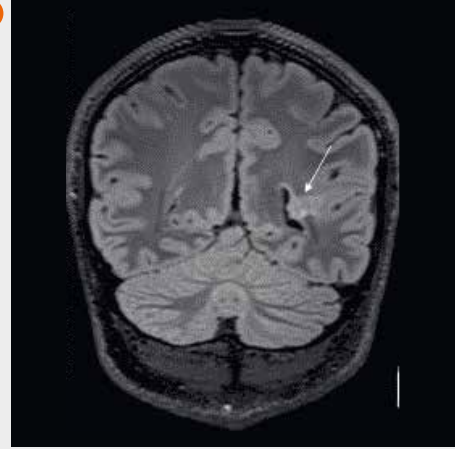
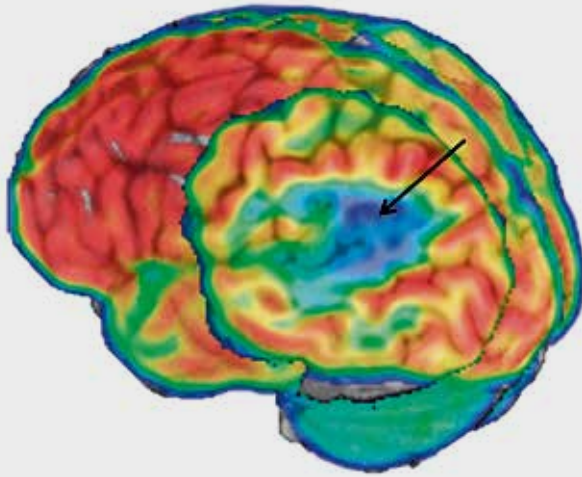
CSF = serebrospinal sıvı; GM = gri madde; WM = beyaz madde.

Olgu 1

Bu olguda, temporal lob epilepsili bir adolesanın nöro-görüntüleme verilerini sunuyoruz. Nöbet başlangıcı 2 yaş; nöbetler uyanıkken ve uykuda sabit bakışlarla, konfüzyonla, konuşma güçlükleriyle ve bazen şiddetli sarsılma ile

karakterize. Nöbetler birçok antiepileptik ilaca direnç gösteriyor. MRG, sol superior temporal sulkusta, lateral konveksitede Sylvian fissürle birleşen, sulkus tabanında uzun bir fokal kortikal displazi gösterdi. Displazi, T1-ağırlıklı MRP görüntülerinde kortikal kalınlaşma

ve gri-beyaz bulanıklaşma, FLAIR ve T2-ağırlıklı görüntülerde subkortikal sinyal hiperintensitesi ve FDG-PET görüntülerinde hipometabolizma ile karakterize. Sol trigonda periventriküler nodüle yol açan olağandışı bir transmantle band da displazi ile ilişkilendirildi.

2a**2b****3****2**

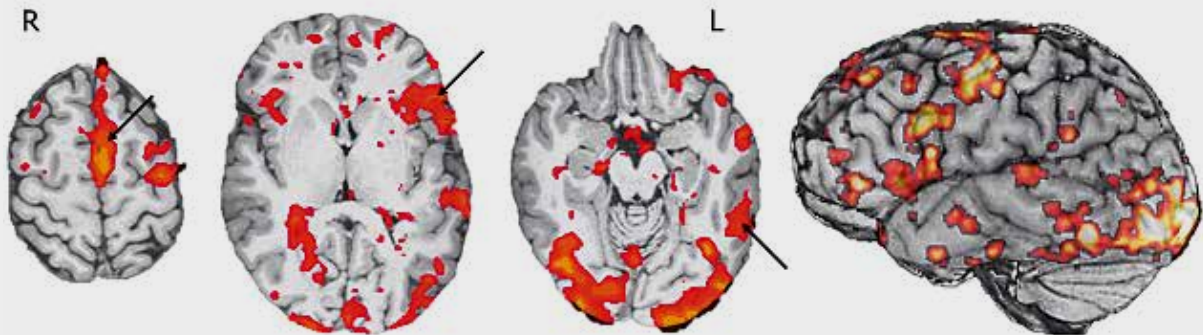
Sol superior temporal sulkusta (2A), trigonda bir transmantle bant ve periventriküler nodül (2B) ile ekstansif fokal kortikal displaziye gösteren FLAIR görüntüsü.

3

Derinlikte sol superior temporal sulkusu ve lateral konveksite superior temporal sulkustaki Sylvian fissürü kapsayan kortikal displazinin derinliğindeki fokal hipometabolizmayı gösteren 3D yüzey-render'lı, korejiste edilmiş oblik kesitli T1- ağırlıklı MRG ve FDG-PET.

4

Bir fiil oluşturma görevi ile yapılan lisan fMRI'ından, sol mediyal frontal, inferior frontal ve inferior temporal BOLD aktivasyonunu gösteren aksiyel kesitler. Yüzey render'lı 3D görüntü, inferior temporal jirustaki temporal aktivasyonun atipik lokalizasyonunu gösteriyor.

4

Görsel olarak sunulan bir fiil oluşturma paradigması [31] ile yapılan fonksiyonel MRG, lisan aktivasyonunun sol laterizasyonunu gösterdi. Posterior mediyal frontal bölgede ve frontal operkölde tipik frontal aktivasyon dağılımı gözlemlendi; bununla birlikte, en çok aktivasyon (superior değil) inferior temporal jirusta görölmek kaydıyla, temporal aktivasyon biraz atıptı. Displazide hiç BOLD aktivasyonu görölmedi.

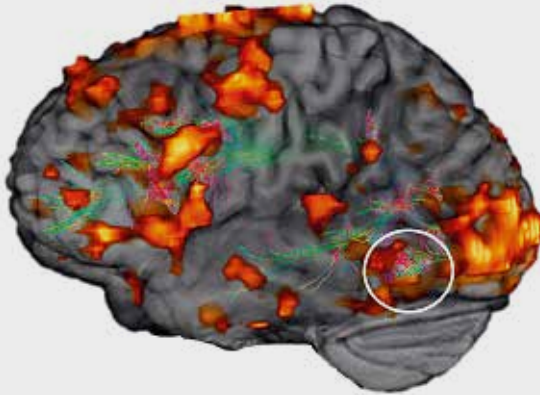
Superior longitudinal fasikulus'un (SLF) ve optik radyasyonların lokalizasyonu ve özellikle de

displazinin daha derindeki komponentleri ile olan ilişkilerinin belirlenmesi için HARDI verileri [15, 16, 32] üzerinde, olasılığa dayalı traktografi gerçekleştirildi. Sol SLF'nin temporal projeksiyonları displastik superior temporal sulkusun derinliğinin hemen mediyaline gitmektedir. Sol SLF'nin kortikal terminasyonlarının büyük kısmı, temporal BOLD aktivasyonunun lokasyonuna denk gelen inferior temporal jirusta idi. Sol OR, displazinin derinliği ile periventriküler nodölün arasında yer alan WM'deki transmantle

bantın içinden ve etrafından geçiyordu.

Dolayısıyla, fonksiyonel ve strüktürel görüntüleme displazinin kaplamasını, displazideki muhtemel fonksiyon yokluğunu, dil korteksinin ve WM yollarının displazinin yüzeysel ve derin komponentlerine proksimitesini ve displazinin transmantle komponentinin görsel yollardan geçişini gösterdi. Epilepsi cerrahisi ekibi operasyona ilişkin risklere dair bilgiyle ve ilave elektriksel stimölasyon haritalandırmasına gerek olmadan ilerleyebildi.

5



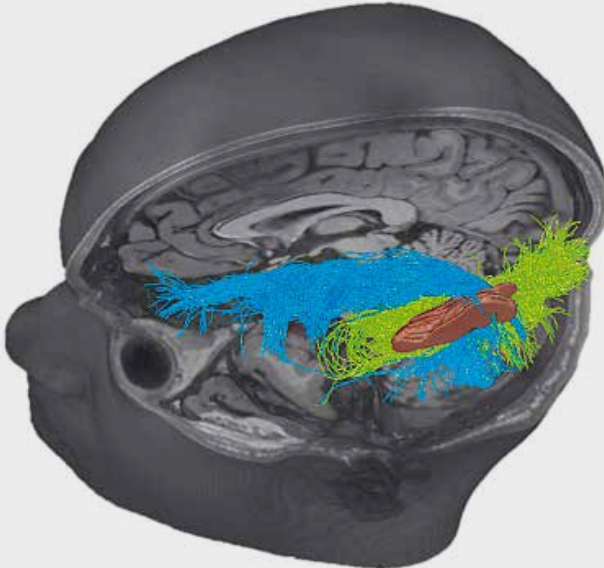
5

Sol SLF'nin, inferior temporal jirustaki dil BOLD aktivasyonu ile korespondansını gösteren 3D projeksiyonu.

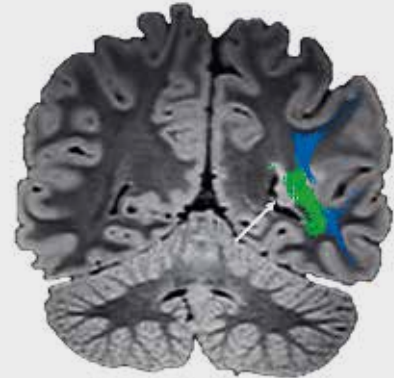
6

3D olarak (6A) displastik superior temporal sulkus (kahverengi) ile ilişkili olarak ve aksiyel FLAIR (6B)'deki periventriküler nodöl ile ilişkili olarak SLF (mavi) ve OR (yeşil) lokasyonu.

6a



6b



Olgu 2

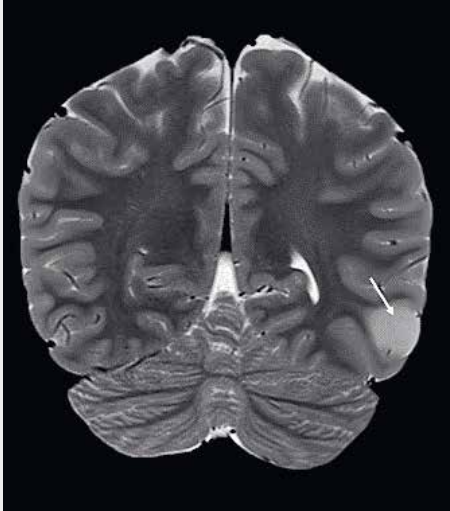
Belirgin konfüzyon ve afazili kısa bir fokal nöbet hikayesi olan ilkokul çağında çocuk hasta. Nöbetler, çeşitli antiepileptik ilaçlar denenmiş olmasına rağmen, her hafta gerçekleşiyordu. MRG, sol temporal lobda lateral ve posteral olarak, gri ve beyaz madde içeren ve bir jirusu dolduran bir lezyon ortaya çıkardı. Lezyonun bir fokal kortikal displaziden veya gelişimsel bir

tümörden ziyade, bir düşük grade glial tümör olduğu düşünüldü. Altı ay boyunca yapılan seri görüntüleme, minör büyüme görüldü.

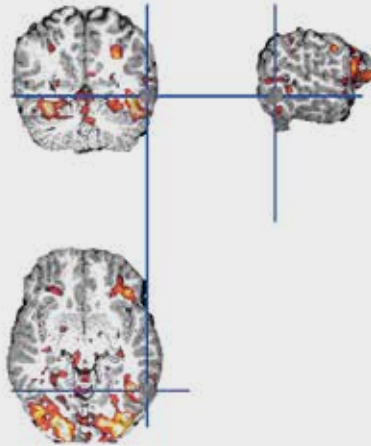
Görsel olarak sunulan bir fiil oluşturma [31] görevinin kullanıldığı fonksiyonel MRG'de, lisan laterize bırakıldı. Kortekste lezyona medial ve onu çevreleyen lisan aktivasyonu vardı. Superior uzunlamasına fasikulus'un (SLF) lokalizasyonu için HARDI verileri

[15, 16, 32] üzerinde olasılığa dayalı traktografi gerçekleştirildi. SLF traktlarının terminasyonları kortekste ve lezyona bitişik WM'de idi ve fMRI'da BOLD aktivasyonu görüldü. Optik radyasyon (OR) traktografisi, görsel yolların SLF'nin daha derinlerine gittiğini gösterdi. Fonksiyonel görüntüleme, cerrahinin yüzeysel ve derin lisan korteks ve yollarını ayrı tutan bir konservatif lezyonektomi olması gerekeceğini gösterdi.

7



8



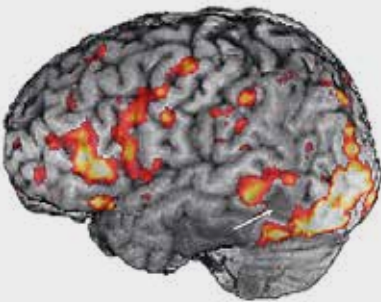
7

Sol temporal lezyonun T-2 ağırlıklı koronal görüntüdeki görünümü.

8

Temporal lezyonla (artı) ilişkili olarak sol hemisferdeki lisan BOLD aktivasyonu.

9a



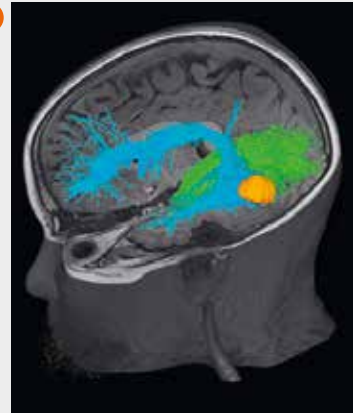
9b



9

Lisan BOLD aktivasyonunu (9A) ve temporal lezyonla ilişkili olarak SLF terminasyonlarını (9B) gösteren 3D sol hemisfer görüntüleri.

10



10

Lezyonla (sarı) ilişkili olarak SLF (mavi) ve OR (yeşil) lokasyonunu gösteren 3D traktografi.

Olgu 3

Burada, sol medial temporal-okspital tümöre sekonder yakın tarihli nöbet başlangıcı olan bir çocuktan alınan nöro-görüntüleme verilerini sunuyoruz. Nöbetler davranış tutukluğu, baş ve göz sapması ve tekrar eden el hareketleri, en son olarak da kısa anlamsız konuşma ile karakterize idi. MRG, sol fuziform jirusta, parahipokampal jirusa ve kalkarin fissüre bitişik, multikistik, kortikal tabanlı ve kontrastlı bir tümör gösterdi. Tümörün MRG özellikleri

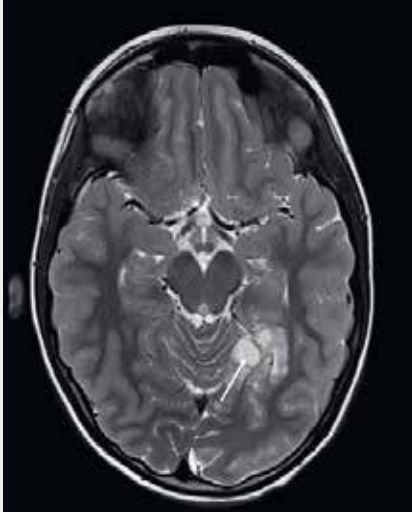
DNET ve PCA karışımıydı ve seri görüntülemelerde artış ve büyüklük bakımından ufak değişiklikler gösterdi. Fiil oluşturma ve sözel akıcılık paradigmalarından faydalanılarak, fonksiyonel MRG ile sol lisan dominansı saptandı [31].

Ayrıca, posterior-bazal temporal lobda, tümörün hemen lateralinde belirgin BOLD aktivasyonu olduğu ortaya çıktı.

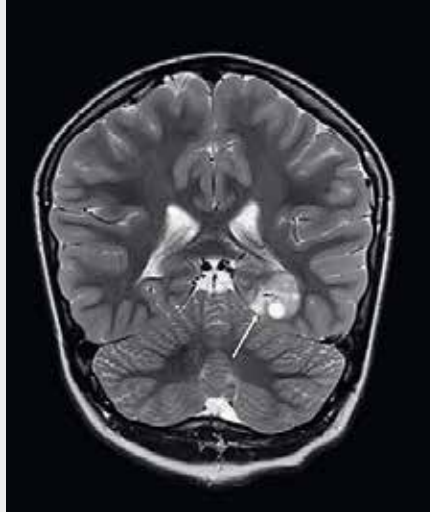
SLF ve OR yollarının lokalizasyonu için HARDI verilerinde [15, 16, 32] olasılığa dayalı traktografi gerçekleştirildi.

Tümörün rezeksiyonunun denenmesi durumunda kognisyon, lisan, sözel hafıza ve periferik görüşte defisitler olacağına işaret eden görsel ve dilsel yollarla çevrili olduğu ortaya çıktı. Bununla birlikte, nöro-navigasyon, ayrıntılı traktografi verilerini kullanan operasyon öncesi uyarımlı cerrahi ve operasyon sırasında MRG (IMRIS) yardımıyla, cerrahi tam rezeksiyon ve sıfır nörolojik defisit impresyonu ile gerçekleştirildi. Operasyon sonrası görüntüleme ve değerlendirmeler halen bekleniyor.

11a



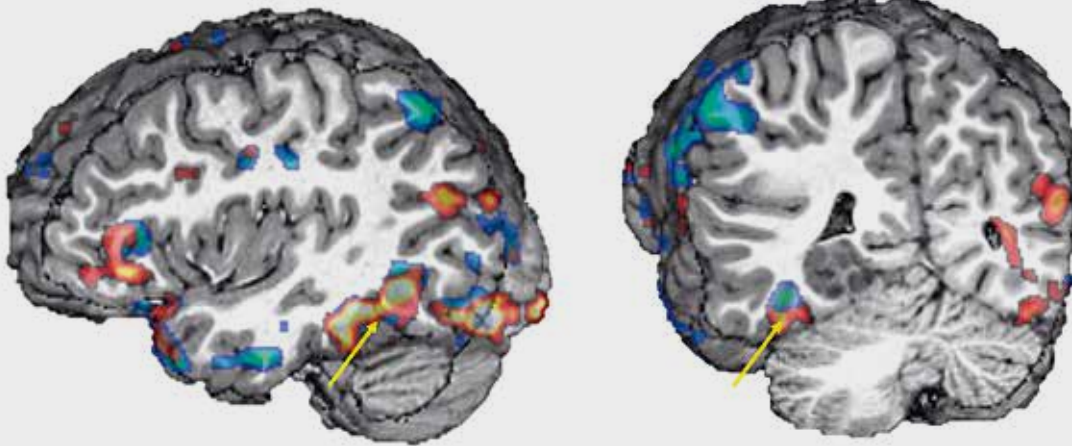
11b



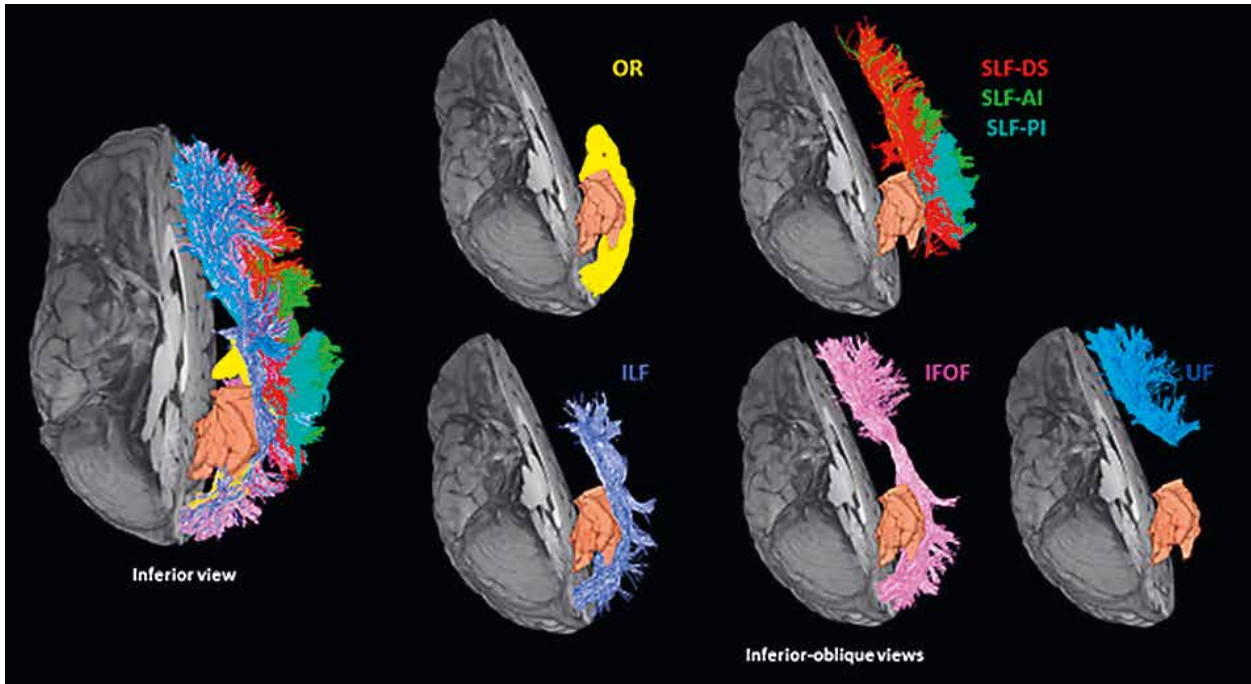
11 Sol medial temporal-okspital tümörün T2-ağırlıklı aksiyel (11A) ve koronal (11B) görüntüde görünümü.

12 Tümörün üzerini örten bazal temporal lisanı BOLD (isim fiil = turuncu; sözel akıcılık = mavi) gösteren lateral ve oblik kesikler.

12



13



13

Tümöre ilişkin traktografi (kahverengi). OR = optik radyasyon, SLF-AI = superior uzunlamasına fasikulus'un anterior indirekt segmenti, SLF-DS = superior uzunlamasına fasikulus'un direkt segmenti, SLF-PI = superior uzunlamasına fasikulus'un posterior indirekt segmenti, ILF = inferior uzunlamasına fasikulus, IFOF = inferior fronto-okspital fasikulus; UF = unsinat fasikulus.

Teşekkür

Bu çalışma Kraliyet Çocuk Hastanesi, Nöroloji ve Nöroşirurji Bölümü ve Gelişimsel Görüntüleme ve Nörobilim Araştırma grupları, Melbourne Çocuk MRG ve PET Merkezi Murdoch Çocuk Araştırma Enstitüsü, Melbourne, Victoria, Avustralya'da yürütülmüştür. Kraliyet Çocuk Hastanesi Vakfı, Murdoch Çocuk Araştırma Enstitüsü, Melbourne Üniversitesi Pediatri Bölümü ve Victoria Yönetimi'nin Operasyonel Altyapı Destek Programı tarafından desteklenmiştir.

Yazarlar olarak, geliştirme aşamasındaki çalışmalara (WIP) sürekli bilimsel destek konusundaki

yardımları için Siemens Healthineers'a ve bir C2P anlaşması ile çoklu-bant sekanslara erişimimizi sağladıkları için Minnesota Manyetik Rezonans Araştırma Merkezi'ne teşekkürlerimizi sunarız. Ayrıca, hastalarımızın taramalarındaki yardım ve gayretleri için Melbourne Çocuk MRG ve PET Merkezi ekibine de teşekkür ederiz. ●

Referanslar

- Guerrini, R. Epilepsy in children. *Lancet* 367, 499-524, doi:10.1016/S0140-6736(06)68182-8 (2006).
- Berg, A. T. et al. How long does it take for epilepsy to become intractable? A prospective investigation. *Ann Neurol* 60, 73-79, doi:10.1002/ana.20852 (2006).
- Snead, O. C., 3rd. Surgical treatment of medically refractory epilepsy in childhood. *Brain Dev* 23, 199-207 (2001).
- Rastogi, S., Lee, C. & Salamon, N. Neuroimaging in pediatric epilepsy: a multimodality approach. *Radiographics* 28, 1079-1095, doi:10.1148/rg.284075114 (2008).
- Binder, J. R. Functional MRI is a valid noninvasive alternative to Wada testing. *Epilepsy & behavior* 20, 214-222 (2011).
- Basser, P. J., Mattiello, J. & LeBihan, D. Estimation of the effective self-diffusion tensor from the NMR spin echo. *J Magn Reson B* 103, 247-254 (1994).
- Basser, P. J., Pajevic, S., Pierpaoli, C., Duda, J. & Aldroubi, A. In vivo fiber tractography using DT-MRI data. *Magnetic resonance in medicine : official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine / Society of Magnetic Resonance in Medicine* 44, 625-632 (2000).
- Duffau, H. The dangers of magnetic resonance imaging diffusion tensor tractography in brain surgery. *World Neurosurg* 81, 56-58, doi:10.1016/j.wneu.2013.01.116 (2014).
- Farquharson, S. et al. White matter fiber tractography: why we need to move beyond DTI. *Journal of neurosurgery* 118, 1367-1377, doi:10.3171/2013.2.JNS121294 (2013).
- Kinoshita, M. et al. Fiber-tracking does not accurately estimate size of fiber bundle in pathological condition: initial neurosurgical experience using neuronavigation and subcortical white matter stimulation. *Neuroimage* 25, 424-429, doi:10.1016/j.neuroimage.2004.07.076 (2005).

Yazarlar ve yazarların bağlı oldukları kurumlar, bu makalenin hazırlanması için Siemens Healthineers'tan hiçbir finansal ya da başka teşvik yahut mükafat almamışlardır. Bu makaledeki veriler yazarlar tarafından kurumların altyapıları kullanılarak oluşturulmuş ve Siemens Healthineers tarafından düzenlenmemiş yahut düzeltilmemiştir.

- 11 Tournier, J. D., Calamante, F. & Connelly, A. MRtrix: diffusion tractography in crossing fiber regions. International Journal of Imaging Systems and Technology 22, 53-66, doi:10.1002/ima.22005 (2012).
- 12 Tournier, J. D., Mori, S. & Leemans, A. Diffusion tensor imaging and beyond. Magnetic resonance in medicine : official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine / Society of Magnetic Resonance in Medicine 65, 1532-1556, doi:10.1002/mrm.22924 (2011).
- 13 Jeurissen, B., Leemans, A., Tournier, J. D., Jones, D. K. & Sijbers, J. Investigating the prevalence of complex fiber configurations in white matter tissue with diffusion magnetic resonance imaging. Hum Brain Mapp 34, 2747-2766, doi:10.1002/hbm.22099 (2013).
- 14 Tuch, D. S. Q-ball imaging. Magnetic resonance in medicine : official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine / Society of Magnetic Resonance in Medicine 52, 1358-1372, doi:10.1002/mrm.20279 (2004).
- 15 Tournier, J. D., Calamante, F. & Connelly, A. Robust determination of the fibre orientation distribution in diffusion MRI: non-negativity constrained super-resolved spherical deconvolution. Neuroimage 35, 1459-1472, doi:10.1016/j.neuroimage.2007.02.016 (2007).
- 16 Tournier, J. D., Calamante, F., Gadian, D. G. & Connelly, A. Direct estimation of the fiber orientation density function from diffusion-weighted MRI data using spherical deconvolution. Neuroimage 23, 1176-1185, doi:10.1016/j.neuroimage.2004.07.037 (2004).
- 17 Jeurissen, B., Tournier, J. D., Dhollander, T., Connelly, A. & Sijbers, J. Multi-tissue constrained spherical deconvolution for improved analysis of multi-shell diffusion MRI data. Neuroimage 103, 411-426, doi:10.1016/j.neuroimage.2014.07.061 (2014).
- 18 Feinberg, D. A. & Setsompop, K. Ultra-fast MRI of the human brain with simultaneous multi-slice imaging. J Magn Reson 229, 90-100, doi:10.1016/j.jmr.2013.02.002 (2013).
- 19 Moeller, S. et al. Multiband multislice GE-EPI at 7 tesla, with 16-fold acceleration using partial parallel imaging with application to high spatial and temporal whole-brain fMRI. Magnetic resonance in medicine : official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine / Society of Magnetic Resonance in Medicine 63, 1144-1153, doi:10.1002/mrm.22361 (2010).
- 20 Barth, M., Breuer, F., Koopmans, P.J., Norris, D.G. and Poser, B.A., 2016. Simultaneous multislice (SMS) imaging techniques. Magnetic resonance in medicine, 75(1), pp.63-81.
- 21 Todd, N., Moeller, S., Auerbach, E.J., Yacoub, E., Flandin, G. and Weiskopf, N., 2016. Evaluation of 2D multiband EPI imaging for high-resolution, whole-brain, task-based fMRI studies at 3T: sensitivity and slice leakage artifacts. Neuroimage, 124, pp.32-42.
- 22 Xu, J., Moeller, S., Auerbach, E.J., Strupp, J., Smith, S.M., Feinberg, D.A., Yacoub, E. and Ugurbil, K., 2013. Evaluation of slice accelerations using multiband echo planar imaging at 3 T. Neuroimage, 83, pp.991-1001.
- 23 Preibisch, C., Bührer, M. and Riedl, V., 2015. Evaluation of multiband EPI acquisitions for resting state fMRI. PloS one, 10(9), p.e0136961.
- 24 Cauley, S.F., Setsompop, K., Polimeni, J.R. and Wald, L.L., 2012. Inter-slice artifact reduction for slice-GRAPPA reconstruction of simultaneous multi-slice (SMS) acquisitions. In Proceedings of the 20th Annual Meeting of ISMRM, Melbourne, Australia (p. 2543).
- 25 Cauley, S.F., Polimeni, J.R., Bhat, H., Wald, L.L. and Setsompop, K., 2014. Interslice leakage artifact reduction technique for simultaneous multislice acquisitions. Magnetic resonance in medicine, 72(1), pp.93-102.
- 26 Bhat, H., Polimeni, J.R., Cauley, S.J., Setsompop, K., Wald, L., Heberlein, K., 2014. Motion Insensitive ACS Acquisition Method for in-plane Simultaneous Multi-Slice Accelerated EPI. In Proceedings of the ISMRM, Abstract(Vol. 0644)
- 27 Kelly, M.E., Duff, E.P., Bijsterbosch, J.D., Voets, N.L., Filippini, N., Moeller, S., Xu, J., Yacoub, E.S., Auerbach, E.J., Ugurbil, K. and Smith, S.M., 2013. An assessment of motion artefacts in multi band EPI for high spatial and temporal resolution resting state fMRI. In Proceedings of the ISMRM, Abstract(Vol. 3275)
- 28 Golestani, A. M., Faraji-Dana, Z., Kayvanrad, M., Setsompop, K., Graham, S. J., & Chen, J. J. (2018). Simultaneous Multislice Resting-State Functional Magnetic Resonance Imaging at 3 Tesla: Slice-Acceleration-Related Biases in Physiological Effects. Brain connectivity, 8(2), 82-93.
- 29 Demetriou, L., Kowalczyk, O.S., Tyson, G., Bello, T., Newbould, R.D. and Wall, M.B., 2018. A comprehensive evaluation of increasing temporal resolution with multiband-accelerated protocols and effects on statistical outcome measures in fMRI. NeuroImage.
- 30 Setsompop, K., Cohen-Adad, J., McNab, J., Gagoski, B.A., Wedeen, V.J. and Wald, L.L., 2010. Improving SNR per unit time in diffusion imaging using a blipped-CAPIRINHA simultaneous multi-slice EPI acquisition. In Proceedings of the 18th Annual Meeting of ISMRM (p. 187).
- 31 Wood, A. G. et al. Language cortex activation in normal children. Neurology 63, 1035-1044 (2004).
- 32 Yang, J. Y.-M. et al. A systematic evaluation of intraoperative white matter tract shift in pediatric epilepsy surgery using high-field MRI and probabilistic high angular resolution diffusion imaging tractography. Journal of Neurosurgery: Pediatrics 19, 592-605 (2017).

İletişim

Michael Kean, FSMRT Baş MR Teknolojisti
Çocuk MRG ve PET Merkezi
Tıbbi Görüntüleme Bölümü
Onursal Üye, Gelişimsel Görüntüleme, Murdoch Çocuk Araştırma Enstitüsü Onursal Kıdemli Araştırmacı, Pediatri Bölümü,
Melbourne Üniversitesi Kraliyet Çocuk Hastanesi, Flemington Road
Parkville
Avustralya
Tel.: +61 411681198
Michael.Kean@rch.org.au



Daha fazla bilgi edinin!

İleri pediatrik nöro-görüntüleme. Yeni sekansların uygulanması.

Michael Kean
(Kraliyet Çocuk Hastanesi, Melbourne, Avustralya)

www.siemens.com/magnetom-world
Clinical Corner > Clinical Talks



Bilgiye hızlı ve kolay erişiminiz: **PEPconnect**



Çalışanlarınızın bilgi ve yeteneklerinin artırılmasına yönelik, kolaylıkla erişilebilen, kişiye özel ve kullanıcı dostu, ekonomik çözüm: PEPconnect

Binlerce eğitim içeriğine 7/24 erişim

Her zaman ve her yerde erişilebilen, sağlık profesyonelleri için kişiye özel eğitim ve performans deneyimi PEPconnect'i keşfedin.* Kişinin yeteneklerini ve becerilerini geliştirmeye odaklı PEPconnect, yetkinliğe dayalı eğitim, web seminerleri, günlük işlerinize yönelik ipuçları ve daha fazlasını sunuyor.

Geniş portföyünde tıbbi görüntüleme ve tedavi sistemleri, laboratuvar tanı sistemleri ve sağlık hizmetiyle ilgili diğer konular bulunan PEPconnect, öğrenme deneyiminizi ekibiniz ve diğer kullanıcılar ile paylaşmanızı sağlarken size aşağıdaki alanlarda gelişim fırsatları sunmaktadır:



- Standart çalışma prosedürlerini yürüten personelinizin yetkinliğinin artması ile tanı ve tedavi süresini azaltma.
- Personelinizin klinik performans ve kişisel motivasyonunu doğrudan etkileyerek hasta sonuçlarında kalitenin sürdürülebilir olarak artırılması.
- Her zaman ve her yerde* erişim sayesinde farklı klinik uygulamaları kullanma becerisi.



- Çalışanlarınızın bilgi ve eğitim düzeyini web tabanlı eğitimler ile sürekli olarak takip etme ve zenginleştirme imkanı.
- Günlük işlere kolayca entegre edilebilecek çözümler ile tesisinizin klinik iş akışlarını hızlandırma.
- Tüm eğitim çözümlerini harmanlanmış bir öğrenme yaklaşımıyla bir araya getirerek hem bir işveren hem de bir sağlık hizmeti sağlayıcısı olarak kurumunuzun saygınlığını artırma.



- İş devri ve teknolojideki değişikliklere ilişkin olarak ihtiyaç duyulabilecek yeni eğitim yatırımlarını kontrol etme.
- Yeni personel alımı, teknolojinin değişmesi ve yeni ekipman alımı durumlarında adaptasyon maliyetlerini azaltma saygınlığını güçlendirme.
- Endüstrinin ilk eğitim ve performans destek çözümünü çalışanlarına sunan yenilikçi bir iş yeri olarak kurumunuzun saygınlığını güçlendirme.

*İnternet bağlantısı gerekmektedir.

Satış hakları ve hizmet sürekliliğine ilişkin belirli bölgesel kısıtlamalar nedeniyle, broşürdeki her ürünün dünya genelindeki Siemens satış şirketlerinde bulunabileceği garantisini veremiyoruz. Temin edilebilirlik ve ambalaj ülkeye göre değişmekte olup önceden haber verilmeksizin değiştirilebilir. Burada belirtilen özelliklerin bir kısmı/ tamamı Amerika Birleşik Devletleri'nde bulunmayabilir.

Bu belgede yer alan bilgiler, spesifikasyonların ve opsiyonların yanı sıra standart özelliklerin ve münferit durumlarda her zaman bulunmak zorunda olmayan opsiyonel özelliklerin genel teknik açıklamalarını içermektedir.

Siemens, önceden haber vermeksizin burada yer alan tasarım, ambalaj, özellik ve seçenekleri değiştirme hakkını saklı tutar. Güncel bilgiler için bölgenizdeki Siemens satış temsilcisiyle iletişim kurunuz.

Bu belge içerisinde yer alan tüm teknik veriler belirli sınırlamalar içerisinde değişiklik gösterebilir. Orijinal görüntüler yeniden üretildiklerinde daima belirli bir miktar ayrıntı kaybeder.

Siemens müşterilerinin gerçek deneyimlerine dayanır. Siemens, bu iddiaları desteklemek için verileri dosyada tutar. Ancak, bu ifadeler tüm ürün deneyimlerinin benzer sonuçlar doğuracağını ileri sürmez veya bu yönde bir garanti vermez. Sonuçlar, her bir tesisin ve kullanıcının belirli koşullarına dayalı olarak değişebilir

.....
Siemens Healthcare Sağlık A.Ş.

Yakacık Cad. No: 111

34870 Kartal-İstanbul

Türkiye

Tel: 444 0 633

www.healthcare.siemens.com.tr

Siemens Healthcare Sağlık A.Ş. tarafından Türkiye'de yayımlanmıştır · © Siemens Healthcare Sağlık A.Ş., 2018

siemens.com.tr/inovasyon