

İnovasyon

Radyoloji Özel Sayısı

Kasım 2013

www.siemens.com.tr/inovasyon

SIEMENS

“Toplum sağlığı için kaliteli hizmet sağlamak ve radyologların haklarını korumak için çalışıyoruz”

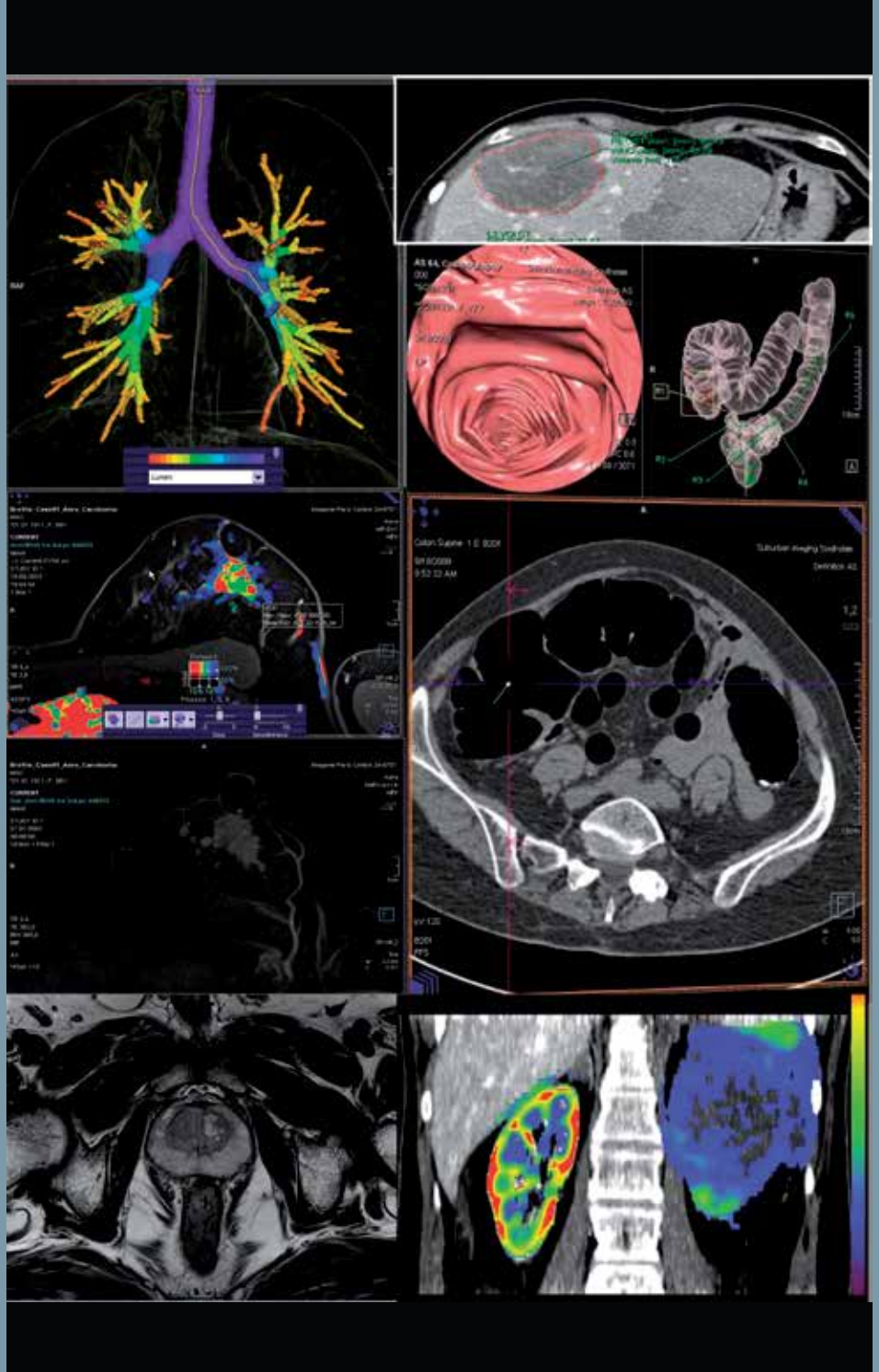
Sayfa 4

Rektum kanserinin MR görüntüleme tekniğiyle kapsamlı bir şekilde evrenmesi

Sayfa 7

Bilgisayarlı tomografide görüntü kalitesi

Sayfa 20



SIEMENS



MAGNETOM Spectra

3T anahtarı

www.siemens.com/spectra

En üst düzey manyetik rezonans görüntülemeye benzersiz erişim sunan bir sistem var mı? Yanıt MAGNETOM Spectra. Hastalar için yeni bir görüntü ve sağlık kalitesinin, doktorlar için daha kolay kullanım, daha

fazla tanı güvenliğinin ve son olarak radyologlar için yeni görüntüleme imkanlarının anahtarı. Aradığınız şey erişimse, 3T anahtarınız MAGNETOM Spectra.

Answers for life.

Sevgili dostlarımız,

Radyolojinin teşhis açısından en büyük fayda sağladığı onkoloji, en kritik alanlardan biri. Her ne kadar kanser vakaları son on yıllarda çok artış göstermiş olsa da “kanser” teriminin ilk kullanımı Hipokrat’a kadar uzanıyor. Vücut yüzeyinde büyüyen şişlikleri yengece benzeten Hipokrat, “yengeç” anlamına gelen “carcinoma” ya da “karsinom” sözcüğünü kullanmış. Latinceye de “cancer” olarak geçen bu hastalık elbette çok korkutucu. Ama diğer yandan da teşhis ve tedavi yöntemlerinin geliştirilmesi açısından tıp dünyası için büyük bir çalışma alanı. Siemens olarak tarama ve görüntüleme çözümlerimizle onkolojinin de hizmetinde olmaktan gurur duyuyoruz. Bildiğiniz gibi Türk Radyoloji Derneği’yle uzun yıllara dayalı bir işbirliğimiz var. Tıbbın teşhis ve tedavi açısından en önemli dallarından biri olan radyolojinin gelişimi için her zaman büyük gayret göstermiş Derneğimiz, bugün ulaştığı seviyeyle hepimizi gururlandırıyor. Şu ana kadar birlikte yaptığımız çalışmaların gelecekte de artarak süreceğinden hiç kuşumuz yok.

Türk Radyoloji Derneği’nin her yıl düzenlediği Ulusal Radyoloji Kongresi’ne Siemens olarak bir kez daha katkıda bulunmaktan dolayı mutluyuz. Büyük bir heyecanla beklediğimiz 34. Ulusal Radyoloji Kongresi’nde özellikle onkoloji ve spor yaralanmaları konularına ağırlık veriliyor. Bu bağlamda dergimizde de dünyanın farklı ülkelerindeki uzmanların makalelerinin yanı sıra Türk Radyoloji Derneği Başkanı ve Ege Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Nevra Elmas ve Erzurum Atatürk Üniversitesi Pediatrik Radyoloji Bilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Mecit Kantarcı ile yaptığımız söyleşiler yer alıyor.

Bu vesileyle, ürün gruplarımızdan da kısaca bahsetmek istiyorum. Manyetik Rezonans sistemlerimiz arasında yer alan MAGNETOM ESSENZA, Türkiye’de henüz 5. yılını doldurmasına rağmen 100. satış adedine ulaşmış bulunuyor. Siemens, MR Ürün Grubu’nda dünyaya tanıttığı DOT iş akışı teknolojisiyle, sonuç tutarlılığını garanti altına alıyor ve kullanıcı kolaylığı sağlıyor. Yeni ve daha ileri MAGNETOM ESSENZA DOT sistemi, Türkiye’de geçtiğimiz yaz itibarıyla kurulmaya başladı. Klinik ve ticari başarılar için kullanıcıları destekleyen güçlü ve düşük

işletme maliyetli MAGNETOM ESSENZA DOT sistemi, müşteri memnuniyetini önemli ölçüde artırmaya devam ediyor.

Acuson S-Ailesi ultrasonografi sistemlerimiz, üstün görüntüleme teknolojisi sayesinde, eSieFusion, Virtual Touch™ ve HD imaging gibi ileri teknolojilerle bugünün ve yarının ultrasonografi ihtiyaçlarını karşılıyor.

Somatom Perspective sistemimiz, çok yüksek güce ihtiyaç duyulmadan kardiyak görüntüleme veya acil tanı ve teşhis gibi zorlu klinik ortamlarda çok verimli kullanılabilir. Geleneksel PET/CT teknolojileri üzerindeki sınırlamaları aşmış olan, FlowMotion teknolojiyi yeni Biograph mCT Flow sistemi sayesinde, dur-kalk tipi taramalar son buluyor. Biograph mCT Flow sistemi, en zorlu hastalıkların teşhisinde önceden görülmemiş bir ilerleme kaydetmenize imkan veriyor.

PETMR sistemimiz Biograph mMR ile ilk kez tüm vücudun hem PET hem MR görüntüsü aynı anda elde edilebiliyor. Hasta görüntüleme, teşhis, tedavi ve takip yöntemlerindeki çığır açan bu sistemi, sadece Siemens hizmetinize sunuyor.

Girişimsel radyolojide, son yıllarda özellikle ileri 3 boyutlu uygulamaların kullanımı ile nöroradyolojide akut inme tedavisi ve flow diverter gibi yeni uygulamalarda; girişimsel onkolojide toraks ve iyi huylu tümör girişimlerinde ve periferik vasküler çalışmalarda ciddi bir büyüme görülüyor.

Siemens, ileri girişimsel prosedürler için geliştirilen yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip DynaCT Micro uygulaması ile nöroradyolojide en küçük ayrıntıların bile daha iyi kalitede 3-boyutlu görüntülenmesini sağlıyor. Girişimsel onkolojide ise bir ilk olarak anjiyografik DynaPBV Body ile vücut Perfüzyon görüntüleme imkanı sunuluyor.

Artis zeego sisteminde 3 saniyeden daha kısa bir sürede 3D rotasyonel anjiyografi gerçekleştirilebiliyor. Bu sayede özellikle akciğer tümörlerinin tedavisinde respirasyon kaynaklı görüntü artefaktları da artık engellenebiliyor.

25kW güç, %25 daha fazla görüntüleme alanı ve aşırı ısınmaya karşı özel soğutma sistemine sahip Cios Alpha ile yüksek kontrastlı görüntüler elde edilebiliyor ve 1 mm’den küçük en ince yapılar görüntülenebiliyor.



Bu, özellikle obez hastaların yüksek kaliteli görüntülenmesinde ve küçük kateter ve araçların kullanıldığı minimal invazif cerrahi operasyonlarda faydalı birer nitelik olarak ortaya çıkıyor.

Mammomat Prime Edition, progresif görüntü rekonstrüksiyonu için standart saçılmış radyasyon gridini yeni bir algoritma ile değiştirerek görüntü kalitesinden ödün vermeden, hastanın maruz kaldığı radyasyonu % 30’a varan oranlarda düşürüyor.

Hem radyografi hem de tam dijital floroskopi uygulamalarını destekleyen flat panel dedektör teknolojiyi Luminos Fusion, rutin görüntüleme uygulamalarında daha etkin kullanım olanağı sunuyor.

Ayrıca Siemens Sağlık Sektörü olarak yeni güncelleme ve sistem upgrade seçeneklerini sunarak sınırlı bütçelerle çalışan hastaneleri ve doktorları destekliyoruz. Bu sayede, farklı modaliteler ile çalışan Siemens kullanıcılarını en son teknolojik yeniliklerle buluşturuyoruz.

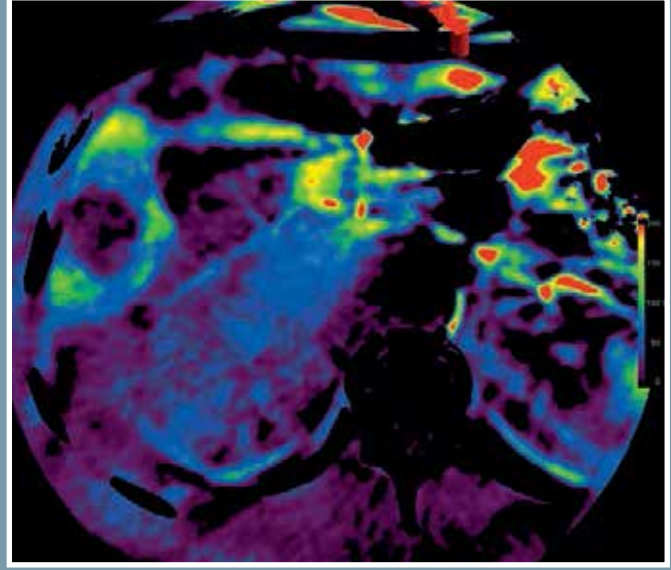
Siemens Sağlık olarak, kanser ve diğer hastalıkların teşhis ve tedavisine inovatif bakış açımızla katkı sağlamaya devam edeceğiz. Hepinize başarılı bir kongre diliyor, bu vesileyle 8 Kasım Dünya Radyoloji Günü’nüzü içtenlikle kutluyoruz.

Şevket On
Siemens Sağlık Türkiye



10

Travma ve spor yaralanmalarında medikal görüntüleme vakaları



41

syngo DynaPBV Body



58

Kullanım kolaylığı ve güçlü performans ile desteklenen mükemmel görüntü kalitesi: Cerrahi görüntülemeye yeni bir çağa hoş geldiniz

- 4 "Toplum sağlığı için kaliteli hizmet sağlamak ve radyologların haklarını korumak için çalışıyoruz"
- 7 Rektum kanserinin MR görüntüleme tekniğiyle kapsamlı bir şekilde evrenmesi
- 10 Travma ve spor yaralanmalarında medikal görüntüleme vakaları
- 20 Bilgisayarlı tomografide görüntü kalitesi 1
- 24 Bilgisayarlı tomografide görüntü kalitesi 2
- 28 "Siemens'in cihazlarında kullanmış olduğu sekansların gelişimine, yaptığımız araştırmalarla katkıda bulunuyoruz"
- 31 Hepatik AEF (Arteriyel Kontrastlanma Fraksiyonu) ile kanser teşhisinde yeni fırsatlar
- 32 9,4 Tesla'da görüntüleme ve spektroskopi: hasta ve gönüllülerden elde edilen ilk sonuçlar
- 41 syngo DynaPBV Body
- 41 Hastaya göre özelleştirilebilir girişimsel tedaviler için perfüzyona yakından bakış
- 46 Prostat kanserinde multiparametrik MRG yönteminin kullanılması
- 48 Onkolojik ve onkolojik olmayan hastalarda, difüzyon ağırlıklı tam vücut görüntülemeye ilişkin ilk deneyimler
- 58 Kullanım kolaylığı ve güçlü performans ile desteklenen mükemmel görüntü kalitesi: Cerrahi görüntülemeye yeni bir çağa hoş geldiniz
- 60 Gridsiz görüntü çekebilen, yazılım tabanlı radyasyon saçılımı düzeltme özelliğine sahip, full-field dijital mamografi kullanarak görüntü kalitesini artırma ve radyasyon dozunu düşürme konusunda yapılan fantom çalışmaların sonuçları*
- 66 Arteriovenöz fistüllü femoral arter psödoanevrizmaların geleneksel CTA taraması tekniği kullanılarak değerlendirilmesi
- 68 Doku deformasyonu analizi-Elastografi için komple bir ultrason çözümü
- 80 PERCIST ile PET'in gücünü keşfedin

İnovasyon

Dergi Yönetim Yeri Adres: Yakacık Yolu No: 111 34870 Kartal-İstanbul **Telefon:** 444 0 633 **Faks:** 0216 459 20 31 **e-posta:** saglikinfo.tr@siemens.com
Yönetim: Siemens Sanayi ve Ticaret A.Ş. Adına Sahibi Celal Savaş **Genel Yayın Direktörü (Sorumlu):** T. Ufuk Eren **Yayın Editörü:** Doç. Dr. Mehmet Ertürk **Yayın Türü:** Yerel-sürelili-iki ayda bir **İçerik ve Tasarım Uygulama:** Konak Medya Selahattin Pinar Cad. Cemal Sahir Sk. Polat İş Mrk.
No: 29 **Kat:** 4-5 **D:** 45 Mecidiyeköy / İstanbul **Telefon:** 0212 216 97 00 **Faks:** 0212 216 97 01 **Web:** www.konakmedya.com
Baskı ve Cilt: Özgün Ofset Aytekin Sok. Yeşilce Mah. No: 21 34418 4. Levent / İstanbul **Telefon:** (0212) 280 00 09 **Faks:** (0212) 264 74 33



Değerli meslektaşlarım,

İnovasyon'un bu sayısını elinize aldığınızda, muhtemelen 34. Türk Radyoloji Kongresi (TURKRAD 2013) için bir araya gelmiş bulunacağız. İnovasyon'u hazırlarken dikkat etmeye çalıştığımız konulardan biri, radyolojinin tıp içerisinde ne kadar ayrıcalıklı bir konuma sahip olduğunun altını çizmek. Radyoloji çok hızla gelişen bir disiplin. Aslına bakarsanız, dünyada teknoloji alanında yaşanan herhangi bir gelişme kısa süre içerisinde bir radyolojik uygulamanın içerisinde yerini buluyor. TURKRAD 2013, konu ve konuşmacı seçimi, endüstriden aldığı destek, yüksek katılımcı sayısı ile sadece bölgemizin değil, belki de Avrupa'nın önemli bilimsel toplantılarından biri. Kongrenin bilimsel kalitesi her geçen sene biraz daha artmakta. Bu seneki ana konumuz "Onkolojik Görüntüleme" olarak belirlendi. Ayrıca "Spor Yaralanmalarında Görüntüleme", "Enfeksiyonlar ve Nöroradyoloji", "Radyolojide Kalite" ve "Sağlık Bilişimi" Kongre'nin özel odak konuları olarak seçildi. İnovasyon'un bu sayısının konularını da TURKRAD 2013 programına paralel olarak belirlemeye çalıştık. Onkolojik hastalarda tüm vücut difüzyon görüntüleme, bilgisayarlı tomografide görüntü kalitesi, rektum kanserinde evreleme, travma

ve spor yaralanmalarında olgu örnekleri gibi yazıları beğeniyle okuyacağınıza inanıyorum. Dr. Metin Vural ve arkadaşlarının prostat kanserinde multiparametrik MR görüntüleme ile ilgili yazıları, ülkemizde radyoloji pratiğinin ne kadar üst düzeyde olduğunun çok güzel bir kanıtı. Doç. Dr. Peynircioğlu ise girişimsel radyoloji ile ilgili çok ilginç bir olgusunu bizler ile paylaştı. Erzurum Atatürk Üniversitesi'nden Prof. Dr. Mecit Kantarcı, hem üniversitesi hakkında bilgi veriyor hem de yıllardır üzerine odaklandığı karaciğer görüntüleme ve kardiyovasküler görüntüleme konularındaki görüşlerinin bizlerle paylaşıyor. Prof. Dr. Kantarcı gerçekten çok üretken ve dinamik bir meslektaşımız. İnovasyon'un bu sayısında TRD Yönetim Kurulu Başkanı Prof. Dr. Nevra Elmas ile yapılan bir söyleşiyi de bulacaksınız. Prof. Dr. Elmas 2011 senesinde başkanlığa seçildiğinde de kendisiyle bir röportaj yapmış ve Türk Radyolojisi ile ilgili görüşlerini ve yapmak istediklerini öğrenmiştik. Uzun zamandır tanıyor olmaktan büyük gurur duyduğum Prof. Dr. Elmas ile iki senedir de aynı yönetim kurulunda çalışma fırsatı buldum. Güler yüzlülüğü, pozitif enerjisi ve problemlere her seferinde yapıcı ve yaratıcı bir tarzda yaklaşmasıyla Prof. Dr. Nevra Elmas biz

meslektaşları büyük bir şans. Başkanlığı süresinde radyologların özlük hakları, çalışma şartlarının iyileştirilmesi, radyoloji eğitiminin kalitesinin artırılması, radyoloji tarihi gibi konularda gösterdiği gayret ve çabaya kendi gözlerimle tanık oldum. Kendisine buradan teşekkür etmek istiyorum.

Değerli Meslektaşlarım, Diğer tüm yazılar gibi bu yazıyı da aynı şekilde noktalayacağım. Radyoloji tıbbın gören gözü olmaya devam ediyor. Tüm meslektaşlarımın verimli bir kongre geçirmesi temennilerimle, bir sonraki sayımızda görüşmek üzere diyorum.

Dr. Mehmet Ertürk
Yayın Editörü

“Toplum sağlığı için kaliteli hizmet sağlamak ve radyologların haklarını korumak için çalışıyoruz”

Prof. Dr. Nevra Elmas, Türk Radyoloji Derneği Başkanı ve Ege Üniversitesi Radyoloji Ana Bilim Dalı Başkanı

“Sağlık Bakanlığı’nın üç farklı birimiyle işbirliği içindeyiz. Kaliteli tetkiklerin oranının artması için Bakanlık ile gerçekleştirdiğimiz ülke genelindeki çalışmalar, önümüzdeki yıllarda büyük fayda sağlayacak.”

Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalı Başkanı ve Türk Radyoloji Derneği Başkanı Prof.Dr. Nevra Elmas ile Türk Radyoloji Derneği’nin son iki yıldaki faaliyetleri ve Sağlık Bakanlığı ile yürüttüğü ortak çalışmalara dair keyifli ve bilgilendirici bir sohbet gerçekleştirdik. 2002-2004 ve 2004-2006 arası Türk Radyoloji Derneği’nin yönetim kurulunda yer alan, ikinci döneminde 2.Başkan olarak görev yapan Elmas, üye sayısı 4 bine ulaşan derneğin gelişim sürecine dair önemli bilgiler paylaştı.

Türk Radyoloji Derneği’nin son iki yıldır başkanlığını yürütüyorsunuz. Bu kapsamda dernek tarafından sürdürülen çalışmalar hakkında bilgi verir misiniz?

Türk Radyoloji Derneği’nin başkanlığını Sayın Okan Akan’dan devraldığım için bu yana derneğin ivmesini artırıcı çalışmalara imza atmayı hedefledik. Bu doğrultuda belirlemiş olduğum prensiplerim arasında üç temel nokta ön planda yer aldı: Şeffaflık, adil çalışma ve hızlanmayı engelleyici bir ortam yaratmak. Gerçekleştirdiğimiz çalışmalar kapsamında, Türk Radyoloji Derneği’nin ulusal ve uluslararası platformlarda etkinliğini artırmayı amaçladık. Mesleki haklarımızın korunması için girişimlerde bulunurken, uluslararası platformlarda da Türkiye’yi en iyi şekilde temsil etme gayretindeydik. Radyolojinin toplum tarafından daha iyi tanınmasını sağlayacak çalışmaların yanı sıra, iç eğitimlere de yer verdik. Daha önceki yönetimin başlatmış olduğu eğitime destek

çalışmalarından Kış Okulları programını koruyarak geliştirdik. Bu okullarda, asistanlara derneğimizin sponsorluğunda her yıl Ocak-Şubat aylarında eğitimler verdik. İki yıllık dönem içinde bu eğitimleri alan asistan sayısı 200’e ulaştı. Kış Okulları kapsamında uyguladığımız bir yenilik

ise kas-iskelet ağırlıklı spesifik konuları içeren bir eğitimdi. Bu kapsamda 70 kadar uzman radyologumuza eğitimler verdik. Ayrıca gerek yurtiçi gerekse yurtdışı eğitim bursu programlarımız devam ediyor. Derneğimizin merkez ofisi, bilimsel ve yöresel eğitimlere destek olmak için alt



çalışma gruplarının yaptığı toplantıların sponsorluğunu sürdürüyor. Çözülmesi için girişimlerde bulunduğumuz sorunlardan biri, meslektaşlarımızın çalışma koşullarında, yasaların ya da Sağlık Bakanlığı'nın getirdiği çalışma koşullarımıza uygun olmayan kararlardı. Bu kapsamda hukuk bölümümüz yoğun bir mesai içinde oldu. Tarafıma iletilen bu sorunları, Ankara'da ilgili kamu kurumlarının yöneticileriyle bir araya gelerek aktardık. Elbette tüm sorunların bir anda çözülmesi mümkün değil. Ancak yavaş da olsa bir gelişimden söz etmek mümkün. Örneğin, kamu hastanelerinde radyolojiye ilişkin çalışmaların başlatılması, komisyonların oluşturulması ve bu konuda Türk Radyoloji Derneği'nden de temsilcilerin istenmesi doğru yolda olduğumuzu gösteriyor. Çekim Protokolleri, Cihaz Planlaması ve Standardizasyonu gibi komisyonlarla Çekilen Filmlerin Denetimi ve Kalite Yönetimi, Dijitalizasyon, PET ve Teleradyoloji Sistemleri, Hizmet Alım İhaleleri ve Yaklaşık Maliyet Çalışma Grupları gibi komisyonlarda, süreçlerin iyileştirilmesi adına Türk Radyoloji Derneği'nden de temsilciler bulunuyor.

Türk Radyoloji Derneği, Türkiye'yi uluslararası çapta temsil eden önemli bir kurum. Derneğin bu kapsamdaki çalışmalarından söz edebilir misiniz?

Çalışmalarımız kapsamında, Türk Radyoloji Derneği'nin uluslararası nitelikteki sivil toplum kuruluşlarında ve düzenlenen organizasyonlarda yer alması için önemli adımlar attık. Geçtiğimiz yıl, International Society of Radiology derneğine üyeliğimizi gerçekleştirdik. 1925 yılında Londra'da kurulan bu dernek, dünya çapında düzenlediği organizasyonlarla tanınıyor. Kurulduğu yıl Londra'da ilk etkinliğini düzenleyen Society of Radiology, 1994'ten bu yana her iki yılda bir dünyanın farklı ülkelerinde International Congress of Radiology (ICR) adıyla düzenlediği etkinliklerle sektörün gelişimine katkıda bulunuyor. 2010'da Çin, 2012'de Brezilya'da düzenlenen bu organizasyon 2014'te Mısır'da, 2016'da ise Arjantin'de düzenlenecek. Üyeliğimiz sırasında ve sonrasında yaptığımız görüşmelerde, bu

önemli etkinliğin Türkiye'de düzenlenmesi talebinde bulunduk. Olumlu karşılanan bu talebimizle, ICR 2018 büyük ihtimalle Türkiye'de gerçekleştirilecek. Uluslararası girişimlerimiz kapsamında bir diğer çalışmamızı ise Avrupa Radyoloji Derneği ile yürütüyoruz. Derneğin, her yıl Viyana'da gerçekleştirdiği European Radiology of Congress'te (ECR) iki ülke radyolojinin parlayan yıldızı olarak öne çıkartılır. Türkiye'nin 2002 yılında Yunanistan'la birlikte seçildiği bu organizasyon kapsamında, 2015 ECR'ında Türkiye ve Güney Kore parlayan radyoloji yıldızları olarak damgasını vuracak. 100'ün üzerinde ülkeden, 15-20 bin katılımcının yer aldığı bu etkinlik, radyoloji alanında en önemli organizasyonlardan biri olma niteliği taşıyor.

Türkiye'de radyolojinin sorunları ve çözüm için atılan adımlar hakkında neler söylemek istersiniz? Sağlık Bakanlığı ile ortak ne gibi çalışmalara imza atıyorsunuz?

Başkan seçilmemin bir sonraki ayında Sağlık Bakanlığı Sağlık Hizmetleri Genel Müdürlüğü ile bir toplantı gerçekleştirdik. Ortak çalışma planlarını değerlendirdiğimiz bu toplantıda, Türkiye'de tetkiklerin gereğinden çok fazla çekildiğine dair yakınmalar iletildi. Özellikle SGK'nın sıkça belirttiği bu konuyla ilgili fikirlerimi aktardım. Tetkik sayısının bu kadar çok olmasının sebeplerinden biri endikasyonsuz, gereksiz film talebinin çok fazla olması. Bir diğer sebep hastanelerde tomografi, MR ya da ultrason olarak uluslararası standartların çok üstünde tetkik talebinin bulunması. Ayrıca hastanelerde ultrason, BT ve MR incelemelerinde de ulusal standartların çok üzerinde bir talep söz konusu. Tetkik sayısının artması, beraberinde tekrar edilen tetkiklerin sayısını artırırken, tetkik başına düşen sürenin azalmasına ve kaliteden ödün verilmesine yol açıyor. Bu tekrarlar da maalesef ülke ekonomimize olumsuz yönde yansıyor. Buradan yola çıkarak Türk Radyoloji Derneği olarak kaliteli tetkik elde edilmesi için nelerin yapılması gerektiğini masaya yatırdık. Yaptığımız çalışmalarla, tüm tetkik ve rapor standartlarını Sağlık Bakanlığı'na ulaştırdık. Sağlık Bakanlığı, toplantılarda



Prof. Dr. Nevra Elmas kimdir?

İlk ve orta öğretimini İzmir'de tamamladıktan sonra Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi'ni bitiren Nevra Elmas, aynı dönem radyoloji ihtisasına başladı. 6 ay boyunca Pennsylvania Üniversitesi'nde Abdominal Radyoloji ve Abdominal MR sekiyonlarında çalıştı. 1989'dan bu yana görev yaptığı Ege Üniversitesi'nde aynı yıl doçent, 1997'de ise profesör unvanlarını alan Elmas, halen Türk Radyoloji Derneği Başkanlığı'nın yanı sıra Ege Üniversitesi Radyoloji Ana Bilim Dalı Başkanlığı'nı da yürütüyor. Sivil toplum kurumlarındaki çalışmalarını, Avrupa Radyoloji Derneği ile Avrupa Gastrointestinal Radyoloji Derneği'ndeki idari görevleriyle zenginleştiren Prof. Dr. Nevra Elmas, halen Avrupa Gastrointestinal Radyoloji Derneği'nin Türkiye temsilciliğini yürütüyor. Türkiye genelinde farklı parkurlarda trekking organizasyonlarına katılan Elmas, ayrıca otantik ve farklı kültürlerle sahip ülkeleri ziyaret ederek fotoğrafçılığını da geliştiriyor.

anlaşmış olduğu gibi bu standartları kendi birimlerine ulaştırdı. Aynı dönemde, rastgele bir seçimle Türkiye genelinde 10 bine yakın BT seçildi. Üniversite hastaneleri, eğitim hastaneleri ile özel sektörden, tüm sağlık merkezlerinden tomografi, MR ve mamografiye ilişkin görüntüler dijital ortamda alındı. Bu görüntüler, klinik ve doktor ismi belirtilmeksizin, Türk Radyoloji Derneği'nin verdiği uzman listesi doğrultusunda 300 kadar radyoloğa aktarıldı. Radyologlar, belirlemiş olduğumuz standartlar doğrultusunda tetkiklerin kalite kontrolünü gerçekleştirerek hangi kurumların tetkik konusunda iyileştirme yapması gerektiğini belirledi. Türkiye çapında bu kapsamdaki ilk çalışma olma niteliği taşıyan araştırma sonucunda tetkik kalitesinde en iyi durumda bulunanların üniversite hastaneleri olduğu ortaya çıktı. İkinci sırada özel kurumlar gelirken, kaliteden en fazla ödün verilerek yapılan tetkiklerin devlet hastanelerinde olduğu belirlendi.

34. Türk Radyoloji Derneği Kongresi'nde detaylarını aktaracağımız bu araştırma, Sağlık Bakanlığı'nın alacağı kararları doğrudan etkileyecek olması nedeniyle önemli. Bakanlığın, ilerleyen yıllarda bu araştırmaları tekrarlayarak mevcut durumun iyileştirilmesi konusunda çaba sarfedeceğini açıklaması, dernek olarak iyi bir proje yürüttüğümüzü gösteriyor. Projenin, Türk Radyoloji Derneği için olduğu kadar Sağlık Bakanlığı için de öneminin yüksek olduğunu düşünüyorum. Toplum sağlığını doğrudan etkileyecek bu araştırma, tomografi gibi radyasyon içeren görüntüleme yöntemlerini de kapsayan, vücuda zararlı etkileri olabilen kontrast

maddelerin kullanılabilirdiği radyolojik incelemelerin sayısını azaltarak kalitesini yükseltecek. Hastanın aldığı radyasyonun artmasının önüne geçilirken, tekrar edilen tetkikler nedeniyle bir başka hastanın zamanının alınması engellenebilecek. Derneğimizin, ilgili kamu kurumlarıyla gerçekleştirdiği çalışmaların bir diğeri ise yine Sağlık Hizmetleri Genel Müdürlüğü ile yürüttüğümüz Kalça Çıkığı Taramaları'ydı. Bunun programa alınmasını sağladık. İlerleyen dönemler içinse meme taramalarında tetkiki yapacak olan hekim ve teknisyenlerin dernek tarafından eğitilmesi projelerini hayata geçirmek istiyoruz. Bakanlık nezdinde gerçekleştirdiğimiz çalışmaların önemli bir çıktısını ise Sosyal Güvenlik Kurumu tarafında aldık. Radyoloji

kliniklerinde poliklinik verme hakkını elde etmemiz, hizmet kalitesinin yükselmesi adına oldukça önemli bir kazanımdı. Bunların dışında, kamu hastanelerinde ileriye yönelik çalışmalar için çeşitli komisyonlar kuruldu. Bu komisyonlar, kamu hastanelerinin gelişimi anlamında radyolojinin daha etkin olması için hareket edecek.

Radyoloji ve nükleer tıp ilişkileri nasıl ilerliyor? Gelişmeler hakkında bilgi verir misiniz?

Bugün, görüntüleme alanındaki trendlere baktığımızda, hibrid görüntülemede PET-CT karşımıza geliyor. Yakın gelecekte ise MR ile PET'in birleşmesinden oluşan bir hibrid görüntülemenin hayatımıza gireceğini

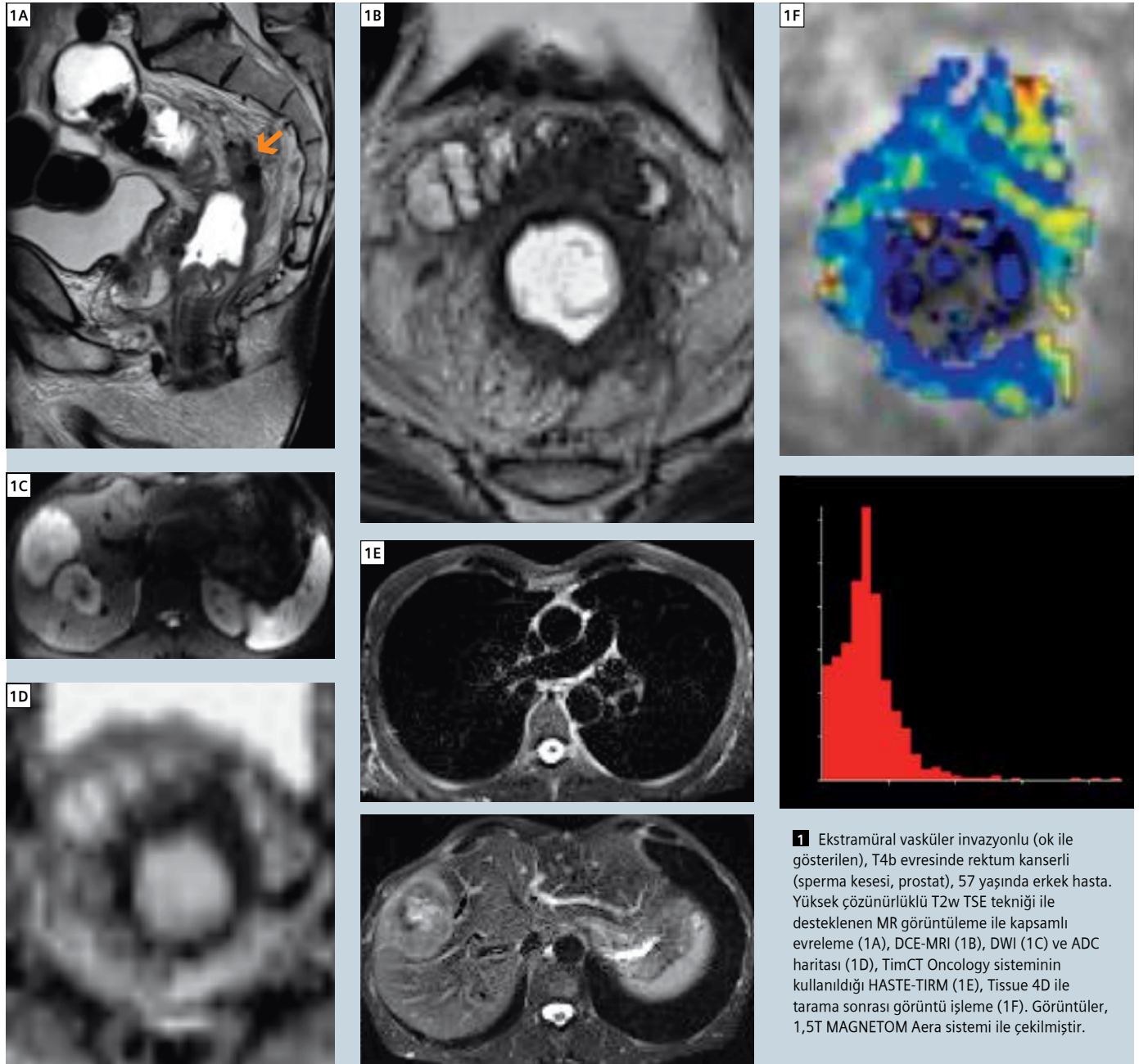
görebiliyoruz. İki ayrı sistemin birleşmesinden doğan bir cihazda iki sistem sorumlusunun eşit oranda katkıda bulunması gerektiğini düşünüyorum. Çünkü, ilk hazırlıklar bu şekilde yapılmadığı takdirde olumsuzluklar yaşandığına dair yurtdışında örnekler bulunuyor. Dernek başkanlığını almamı takiben, bu konudaki durumu değerlendirmek ve ortak neler yapılabilir konularını görüşmek için Nükleer Tıp Derneği ile bir araya geldik. Bu toplantı sonrasında İzmir'de iki derneğin temsilcilerinden oluşan sekiz kişilik bir komisyon toplandı. Ancak o komisyon sonuçlarında, nükleer tıp grubunun böyle bir birleşmeye çok istekli ve hazır olmadığını gözledim. Mevcut durumu değerlendirmek için Radyoloji Kongresi'nde komisyonlar yeniden bir araya gelecek. İleriye yönelik durumun bu toplantı sonrasında netleşeceğini söyleyebilirim.



Rektum kanserinin MR görüntüleme tekniğiyle kapsamlı bir şekilde evrelenmesi

Arnd-Oliver Schäfer, Mathias Langer; Freiburg Üniversitesi Hastanesi, Radyoloji Bölümü, Tanı ve Tedavi Birimi, Freiburg, Almanya

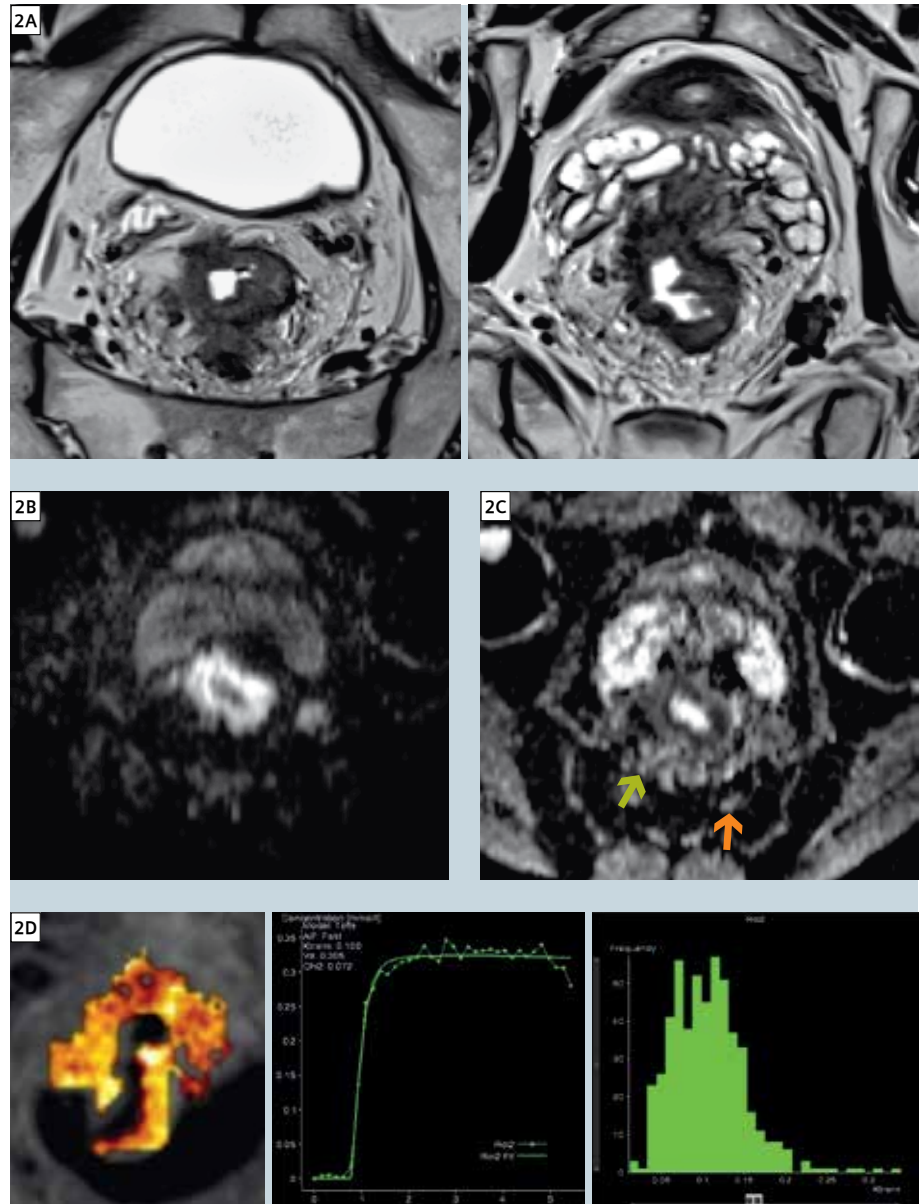
Sliding Multislice uygulamalı, hareketli masalı MR görüntülemesinin, yüksek çözünürlüklü rektum kanseri evreleme ile birlikte tatbik edildiğinde, tarama verimliliğini ve teşhis doğruluğunu büyük oranda artırdığı kanıtlandı.



Çok-teknikli tedaviler sayesinde rektum kanseri için lokal tümör kontrolü zaten kullanılan bir teknik olsa da hastalığın metastaza neden olma doğal eğilimi hâlâ çözülmemiş bir problem olarak karşımızda duruyor ve tanı ve tedaviye yönelik gelecek stratejilerin önünde önemli bir zorluk teşkil ediyor. Uzun dönemli standart neoadjuvan kemoradyoterapinin hastalığın lokal nüksetme riskini azalttığı kanıtlandı ama bu tedavinin potansiyel metastazların biyolojik davranışları üzerinde somut bir etkisi bulunmuyor. Bu bağlamda ve ilave bulguların tedavi stratejisini değiştirebileceği gerçeğinden hareketle Ayez ve arkadaşları [1], yaptıkları çalışmada, uzun süreli neoadjuvan tedavinin tamamlanmasının ardından gerçekleştirilecek göğüs ve abdomen CT taramalarıyla, lokal olarak ilerlemiş rektum kanserinin yeniden evrelenmesini tavsiye ediyorlar. Bu koşullar altında, tek bir tanısal tekniğin kullanıldığı kapsamlı evreleme algoritmalarının kullanımı son derece uygun bir seçenek. Lokal olarak ilerlemiş rektum kanseri için kilit öneme sahip bir evreleme aracı olarak kabul edilen özelleştirilmiş manyetik rezonans görüntüleme (MRI) tekniği, özellikle mezorektal infiltrasyonun büyüklüğü ve en önemli prognostik gösterge [2] olarak kabul edilen çevresel rezeksiyonunun durumunu gösteriyor. TimCT Oncology tekniğindeki benzer, sürekli hareketli bir hasta masasının kullanıldığı tam vücut MR görüntüleme, ilk olarak 2005 yılında kurumumuzca geliştirildi ve 2006 yılında yine kurumumuz tarafından klinik uygulamalarda kullanılmaya başladı [3,4]. Sliding Multislice uygulaması ise, özellikle akciğerler, karaciğer, bezeler ve kemikler gibi uzak alanlara yayılmış rektum kanserinin evrelemesi için göğüs, abdomen ve pelvisi kapsıyor. Sliding Multislice uygulamalı, hareketli masalı MR görüntülemesinin, yüksek çözünürlüklü rektum kanseri evreleme ile birlikte tatbik edildiğinde, tarama verimliliğini ve teşhis doğruluğunu büyük oranda artırdığı kanıtlandı. Heyecan verici bu tekniğin benimsenmesiyle rektum kanserlerinin MR görüntüleme ile gerçek anlamda kapsamlı evrelenmesi artık mümkün. Bu yöntem kolorektal

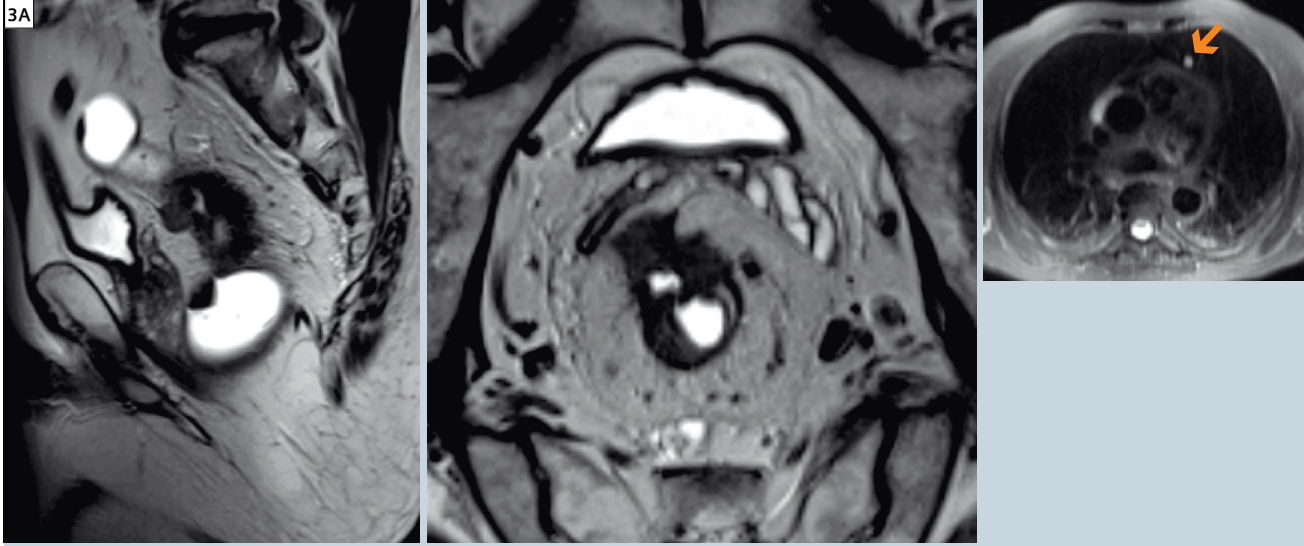
cerrahlar, radyasyon onkologları ve onkologlar tarafından geniş çaplı onay gördü. Teknolojik gelişmeler, pelvis ve üst abdomen için difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DWI) ile tarama sonrası görüntü işleme için Tissue4D platformunun kullanıldığı, yüksek 2B kontrastlı, lokal, dinamik (DCE) MR görüntüleme tekniklerini eklemek suretiyle görüntüleme portföyümüzü

daha da çeşitlendirdi. Hastaların neoadjuvan kemoradyasyona verdikleri erken yanıtı daha iyi tanımlamak ve tümör agresifliğini daha geniş kapsamlı öngörebilmek için, bizim görüşümüze göre, gelecekte rektum kanserinin MR görüntüleme tekniğiyle kapsamlı bir şekilde evrelenmesi alanında bir sonraki mantıklı adım olarak çok parametrelili MR görüntüleme tekniğine ihtiyaç bulunuyor.

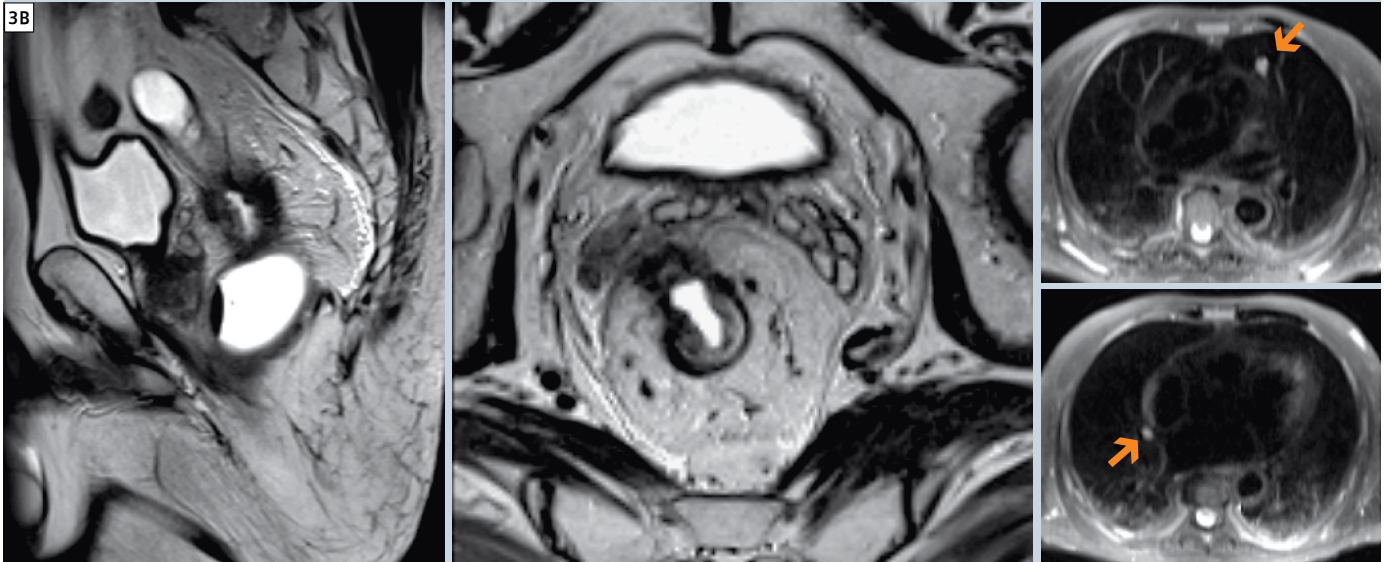


2 T4a evresinde rektum kanserli, 56 yaşında erkek hasta. 1.5T MAGNETOM Aera ile çok parametrelili görüntüleme. (2A) Morfolojik genel bakış. (2B) 1.000 s/mm² b-değeriyle difüzyon ağırlıklı görüntüleme. (2C) ADC tümörü (yeşil ok): 0,74 x10⁻³ mm²/s ve nodül (turuncu ok): 0,692x10⁻³ mm²/s. (2D) Renk kodlu parametrik harita, eğri ve histogramlar için syngo Tissue 4D yazılımıyla tarama sonrası görüntü işleme.

Temel görüntü



Kontrol



İlerlemiş rektum kanserli 73 yaşında hasta. Neoadjuvan kemoradyasyondan önce (3A) ve sonra (3B) gerçekleştirilen MR tarama. ypT3N2a(5/14), gerileme düzeyi 3 (canlı tümör hücrelerinin %50'den fazlası), akciğer metastazlarının (oklar ile gösterilen) gelişimi. Görüntüler, 1,5T MAGNETOM Avanto sistemi ile çekilmiştir.

Referanslar

1. Ayez N, Alberda WJ, Burger JW et al. Is restaging with chest and abdominal CT scan after neoadjuvant chemoradiotherapy for locally advanced rectal cancer necessary? Ann Surg Oncol 2013; 20:155-160.
2. Heald RJ. A new solution to some old problems: transanal TME. Tech Coloproctol 2013; 17:257-258.
3. Fautz HP, Kannengießer SAR. Sliding multislice (SMS): a new technique for minimum FOV usage in axial continuously moving table acquisitions. Magn Reson Med 2006; 55:363-370.
4. Schaefer AO, Langer M, Baumann T. Continuously moving table MRI in oncology. Fortschr Röntgenstr 2010; 182:954-964.



İletişim

Prof. Dr. Arnd-Oliver Schäfer, M.D.
Freiburg Üniversitesi Hastanesi
Radyoloji Bölümü
Tanı ve Tedavi Birimi
Hugstetter Straße 55
D-79106 Freiburg
Almanya
arnd-oliver.schaefer@uniklinik-freiburg.de

Travma ve spor yaralanmalarında medikal görüntüleme vakaları

Eric K. Fitzcharles, M.D.; Charles P. Ho, Ph.D., M.D., Steadman Philippon Araştırma Enstitüsü, Vail, CO, ABD

Medikal görüntüleme, travma ve spor yaralanmalarında doğru ve zamanında teşhis açısından büyük önem taşıyor.

Vaka 1: Dizde kondral delaminasyon

Hastanın hikayesi

Profesyonel bir basketbol oyuncusu olan hasta, sol diz mediyal femoral kemik ucu kırığından 13 ay ve ön patella kırığından sol diz implant donanımının sökülmesinden yaklaşık 5 ay sonra hastaneye başvurdu. Hasta, herhangi bir dizinde belirti olmadığını bildirdi. Geçmişte hastanın sağ dizinde progresif kıkırdak dejenerasyonunun söz konusu olduğu öğrenildi.

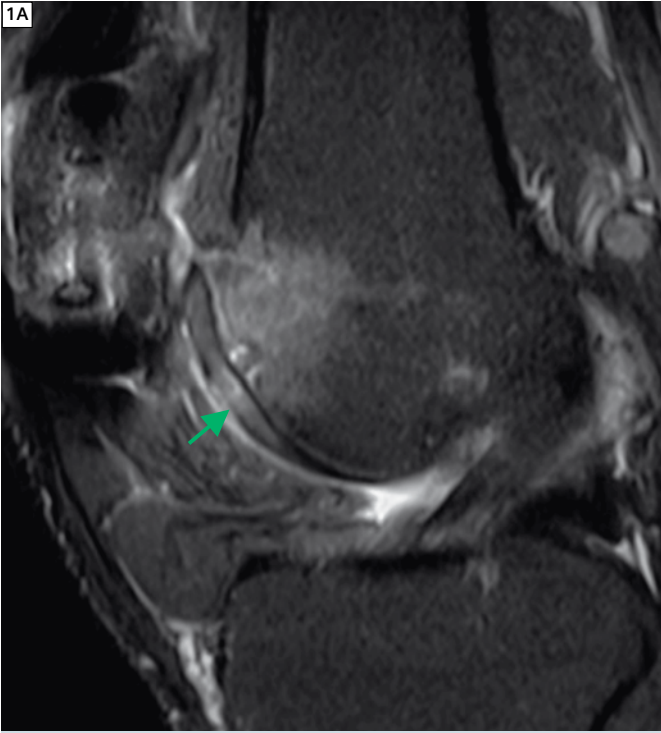
Fiziki muayene

Sol diz muayenesinde, eklemden hafif bir eflüzyon tespit edildi. Patella hareketi normaldi, patella altında minimal düzeyde krepitus mevcuttu. Dizin hareket aralığı, tam açma ile 135 derece arasında değişiyordu. Yapılan Lachman, McMurray ve pivot-shift testlerinin sonuçları negatif olarak belirlendi. Hastanın dizi, varus ve valgus streslerine karşı stabildi. Hastada, fokal nokta hassasiyeti yoktu. Patella yolu

normaldi. Sol quadriceps kasında, sağ tarafa göre hafif bir atrofi bulunuyordu.

Görüntüleme bulguları

Hastanın röntgeninde, eklem boşluğunda herhangi bir değişiklik veya akut bir kırık tespit edilmedi.



1 (1A) Ön çalışma: Yağ süpresyonlu, proton yoğunluk ağırlıklı sagittal görüntüde, yeni bir alanda kondral incelme ile düzensiz çatlaklar, kemiğin çıkmak üzere olduğu alanlar, delaminasyon ve flepler olduğu görülüyor. Ayrıca ok ile işaretlenen bölümde, arka kısımda bir kemik ödemi bulunuyor. (1B) 43 gün sonra: Yağ süpresyonlu, proton yoğunluk ağırlıklı sagittal görüntüde, daha fokal olarak keskin marjinaler ile belirtilmiş 1,0 cm tam kalınlıkta kondral bozulma, inferior marjinde altı oyulmuş alanlar ve muhtemel bir flep görülüyor. Bu analiz, bir önceki analize göre daha ciddi sonuçlar olduğunu ortaya koyuyor.

MR görüntüleme ön çalışması:

(Şekiller 1A, 2A ve Tablo 1)

- 1 Troklea: Merkez ve mediyal kısımlarda, bir bölgede kondral incelleme ile düzensiz çatlaklar, kemiğin çıkmak üzere olduğu alanlar, delaminasyon ve flepler ile arka kısımda bir kemik ödemi bulunuyordu. Bu bulgular, dışarıda yapılan bir önceki taramanın sonuçlarından farklıydı.
- 2 Mediyal femoral kondil: Mikro kırık bölgesinde, hafif aralıklı ilerleyen düzensizlik, sinyalde artış ve ağırlığı taşıyan arka yüzey boşluğunda ödem tespit edildi. Ayrıca mikro kırık alanının posterosuperior kısmında 1,1 cm'lik yeni bir delaminasyon alanı keşfedildi.
- 3 Patella kondral incelleme, kemik sertleşmeli çatlaklar, kemiğin çıkmak üzere olduğu alanlar, delaminasyon ve flepler olduğu görüldü. Büyük bir ihtimalle aralıklar, son taramadan beri kötüleşmiş durumdaydı.

Değerlendirme

Profesyonel basketbol oyuncusu olan hasta, 13 ay önce mediyal femoral kondile mikro kırık yöntemi ve sol dizindeki atroskopiye

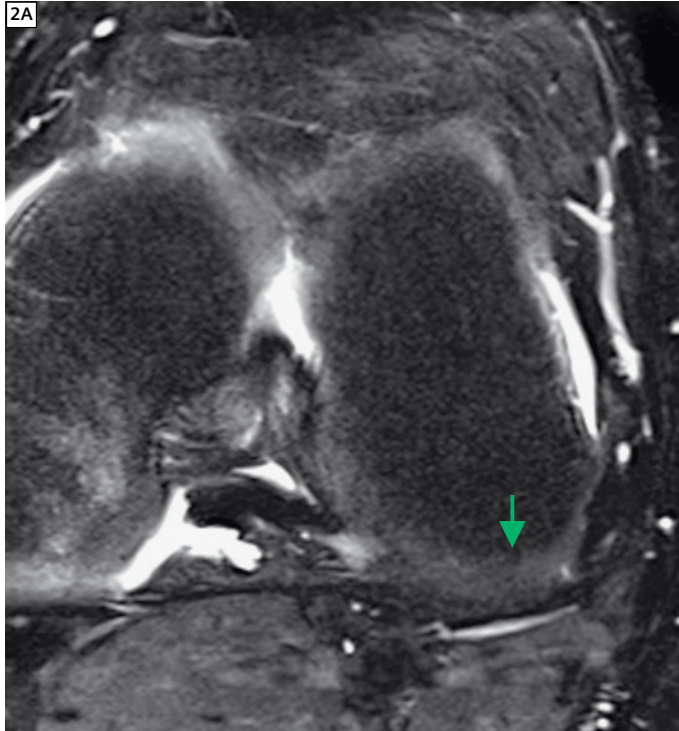
karşı kondoroplasti ve debridman operasyonları geçirdi. Hasta, klinik açıdan gayet iyi durumda ve herhangi bir belirti söz konusu değil. Ancak mediyal femoral kondil mikro kırığının posterior ve superior kısımlarında yeni bir kırıkdağ incelenmesi ve kemik ödemi bulunuyor. İlk MR görüntülemeden sonra belirlenen tedavi planı: Hastanın asemptomatik olması nedeniyle tedavi için alınan karar, fizyoterapiye devam etmek ve hafif çeviklik egzersizlerine başlamaktı. Bulguların stabil olup olmadığını belirlemek amacıyla, sol dizin 2-3 hafta içerisinde tekrar MR görüntülemeye tabi tutulması planlanıyor.

43 gün sonra ikinci MR görüntüleme:
(Şekiller 1B, 2B, 3 ve Tablo 1)

- 1 Troklea: 1,2x2,3 cm'lik bir alanda kondral incelleme ile çatlaklar, kemiğin çıkmak üzere olduğu alanlar, arka kısımda kemik ödemi daha fokal olarak keskin marjinler ile belirtilmiş 1,0 cm tam kalınlıkta kondral bozulma, altı oyulmuş alanlar ve muhtemel bir flep görülüyor. Bu analiz, bir önceki analize göre daha ciddi

sonuçlar olduğunu ortaya koyuyor.

- 2 Lateral femoral kondil: Ağırlığı taşıyan arka yüzeyin kemik kırıkdağı ara yüzeyi boyunca, heterojen sinyal yoğunlaşmasının gözlemlendiği 5 mm'lik yeni bir alan tespit edildi. Bu, muhtemelen kemik yumuşaması ve kabarması ve/veya kemik oyulması ve delaminasyon olduğunu gösteriyor
- 3 Mediyal femoral kondil: Mikro kırık alanının hemen posterosuperior kısmındaki, yüksek sinyalli, kondral oyulması ve delaminasyonun dahil olduğu 1,1 cm'lik alanda çok az değişiklik görüldü ya da hiç değişiklik görülmedi. Mikro kırığın da dahil olduğu alanda düzensizlik ve yüksek sinyal tespit edildi. Muhtemelen mikro kırık alanının kemik-kırıkdağ ara yüzeyi boyunca oyulmuş hafif kemik dokusu ile birlikte biraz daha kuvvetli bir sinyal tespit edildi.
- 4 Patella kondral incelleme, kemik sertleşmeli çatlaklar, kemiğin çıkmak üzere olduğu alanlar ve ödem bulunduğu görüldü. Bu taramadaki bulgular, bir önceki taramaya göre biraz daha ciddi görünüyor.



2 (2A) Ön Çalışma: Yağ süpresyonlu, proton yoğunluk ağırlıklı aksiyel görüntüde, lateral femoral kondilde herhangi bir kondral kusur (ok ile gösterilen) görülüyor. (2B) 43 gün sonra: Yağ süpresyonlu, proton yoğunluk ağırlıklı aksiyel görüntüde, lateral femoral kondilde, ağırlığı taşıyan arka yüzeyin kemik kırıkdağı ara yüzeyi boyunca heterojen sinyal yoğunlaşmasının (ok ile gösterilen) gözlemlendiği 5 mm'lik yeni bir alan görülüyor. Bu, muhtemelen kemik yumuşaması ve kabarması ve/veya kemik oyulması ve delaminasyon olduğunu gösteriyor.

İkinci MR görüntülemesinden sonra elde edilen cerrahi bulgular:

- 1 Daha önceden mikro kırık tekniği uygulanan alanın posterior kısmında, yaklaşık 1x1 cm'lik mediyal femoral kondil kondral defekt ve delaminasyon tespit edildi. Mediyal femoral kondile tatbik edilen ve önceden analiz edilmiş mikro kırık alanının çok iyi durumda olduğu gözlemlendi.
- 2 Sol dizde, yaklaşık 1,5x5 cm ebatlarında troklear defekt görüldü.

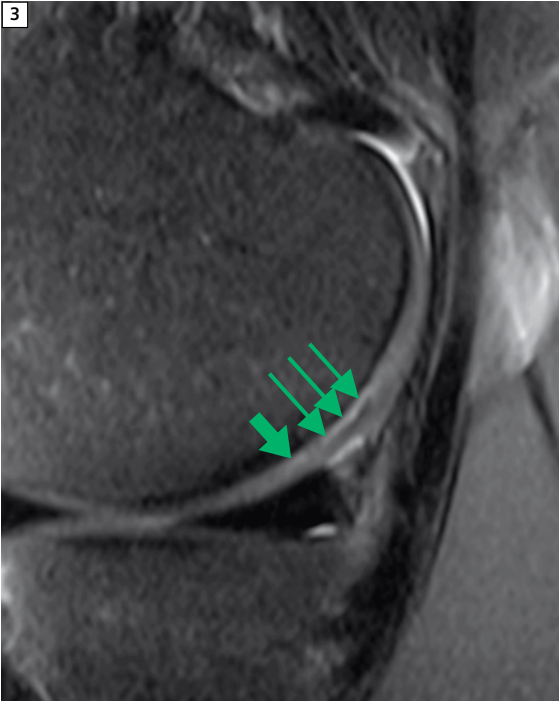
Kondroplasti ve mikro kırık tekniği uygulandı: Mediyal femoral kondilin stabil olmayan kırıkdağı, açığıtaki subkondral kemik ile düz, stabil çıkıntılara dönüştürüldü. Troklear defekt için de benzer bir debridman prosedürü gerçekleştirildi. Daha sonra, her iki tarafa da mikro kırık tekniği uygulandı.

Tartışma

Bu vaka, profesyonel bir sporcuda, zaman içinde ilerleyen (progresif) kondral dejenerasyon ve delaminasyona iyi bir örnek oluşturuyor. Bu olayın, sporcunun performansı ve gelecek kariyeri üzerinde belirgin bir etkisi mevcuttu. Her ne kadar bu makalede hastanın sol dizinden bahsedilse de sağ dizde de benzer şekilde progresif

bir kondral delaminasyon bulunuyordu. Eklemler içerisinde yer alan eklem kırıkdağı, kronik aşınma veya akut yaralanmalar nedeniyle zarar görmüş olabilir. Kondral delaminasyon, eklem kırıkdağının, kireçlenmiş ve kireçlenmemiş kırıkdağların kesişme noktasındaki kayma gerilimi nedeniyle, altta bulunan kortikal kemikten eklem yüzeyine paralel olarak ayrılmasını ifade ediyor. Bu durum, genelde akut veya kronik vakalarda akut bir olaydır. Üstteki kırıkdağ katmanı, başlangıçta bu durumdan etkilenmeyebiliyor, ancak bu katmanda genelde zaman içinde çatlak veya kırıklar ortaya çıkıp ilerliyor. Bu durum da tam kalınlıklı kondral defektlere neden oluyor. Delaminasyona maruz kaldığı halde tedavi edilmeyen kondral flepler, zaman içinde büyüme eğilimi gösteriyor. Ağrı düzeyi, genelde subkondral kemik ödeminin bulunup bulunmadığına ve varsa da bu ödemin ciddiyetine bağlı oluyor. Dizde ayrıca kilitlenme, tutulum ve aşınma gözlemlenebiliyor. Dizde kondral delaminasyonun ortaya çıkma ve tekrarlama sıklığı bilinmiyor. Ancak defektler, çatlaklar ve inceleme dahil olmak üzere diğer kondral dejenerasyon türleri ile bir ilişki söz konusu [1]. Bu rahatsızlık, ayrıca menüsküs yırtıkları ile de bağlantılı [2]. Patellofemoral kısımda,

patella kayması yaralanmaları ile bir bağlantı söz konusu olabilir. Röntgen analizi, tek başına, kondral delaminasyon açısından hassasiyet yaratmıyor. Eklem kırıkdağının görüntülenebildiği MR görüntüleme tekniği ile yakın zamanda geliştirilen yüksek alanlı teknikler, yüksek çözünürlükleri ve küçük görüş alanları nedeniyle kondral lezyonlar açısından daha fazla hassasiyet yaratabiliyor. 1996 yılında yapılan bir çalışmada, MR görüntüleme tekniğinde zayıf olduğu ortaya konan söz konusu hassasiyet [3], zaman içinde gelişen tarama teknikleri ve radyologların artan deneyim ve bilgi birikimleri nedeniyle arttı. Çekilen görüntüler, eklem kırıkdağı ve subkondral kemiğin ara yüzündeki yoğun eklem sıvısı çevresinden T2-ağırlıklı lineer bir sinyal geldiğini ortaya koydu. Kondral diz lezyonlarının MR görüntüleme tekniği ile değerlendirildiği bir çalışmada, radyologlar arasında ortopedistlere kıyasla daha güçlü bir fikir birliği (gözlemciler arasında uzlaş) gözlemlendi [4]. Tedavinin temelini, cerrahi debridman ve bunu takiben kırıkdağ restorasyon prosedürü oluşturuyor. Restorasyon prosedürü, her bir lezyonun özelliklerine bağlı olarak farklı şekillerde gerçekleştirilebiliyor; ancak bu konu, bu makalenin tartışma kapsamı dışında kalıyor. Söz konusu restorasyon teknikleri arasında mikro kırık, osteokondral allograft (OATS) ve otolog kırıkdağ implantasyonu (ACI) bulunuyor. Asetabular kondral delaminasyonlu 19 ardışık hastanın analiz edildiği bir çalışmada, fibrin doku yapıştırıcıyla tekrar ilaştirmeden bir yıl sonra mükemmel sonuçlar elde edildi [5], ancak diz bölgesinde benzer düzeyde başarılı sonuçların elde edilemediği bildirildi. Gelecekte uygulanabilir teknikler arasında, yeni nesil ACI, juvenil allograft kırıkdağ tedavisi, kök hücre tedavisi ve scaffolding bulunuyor. Tedavi edilmeyen kondral delaminasyonu, kötü prognoza neden olabiliyor [3]. Delaminasyona maruz kalan kondral flepler, kemik-kırıkdağ arayüzünde devam eden stres nedeniyle zaman içinde genişliyor.



3 Yağ süpresyonlu, proton yoğunluk ağırlıklı, sagittal görüntüde, mikro kırık tatbik edilen alanın posterosuperior kısmında kemik oyulması ve muhtemel delaminasyon (uzun oklar) ile birlikte yüksek sinyal görülüyor. Bu bulgular, dışarıda yapılan bir önceki taramanın sonuçlarından farklı. Mikro kırığın da dahil olduğu alanda (geniş ve kısa ok) düzensizlik ve yüksek sinyal tespit edildi.

Tablo 1: MR görüntüleme tekniği

Ağırlıklandırma ve düzlemler	Görüş alanı	TR	TE	Sekans	Kesit kalınlığı	Boşluk	Matris ebatları
T2-ağırlıklı aksiyel	115	5320	100	Turbo Spin Echo	3,2 mm	0,3 mm	512x512
Yağ süpresyonlu proton yoğunluk ağırlıklı aksiyel	150	1200	45	Yağ süpresyonlu Turbo Spin Echo	2 mm	0,0 mm	256x256
Proton yoğunluk ağırlıklı sagittal	140	2570	41	Turbo Spin Echo	2 mm	0,0 mm	256x256
Yağ süpresyonlu proton yoğunluk ağırlıklı sagittal	150	1200	45	Yağ süpresyonlu Turbo Spin Echo	2 mm	0,0 mm	256x256
Proton yoğunluk ağırlıklı koronal	120	2770	31	Turbo Spin Echo	3 mm	0,3 mm	640x640
Yağ süpresyonlu proton yoğunluk ağırlıklı koronal	160	6040	41	Yağ süpresyonlu Turbo Spin Echo	2 mm	0,3 mm	512x512

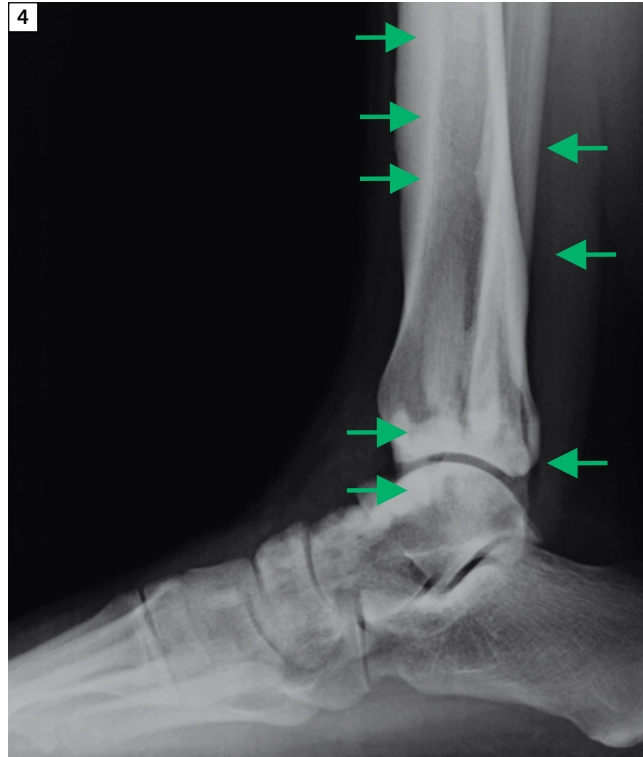
Vaka 2: Meloreostozis

Hastanın hikayesi

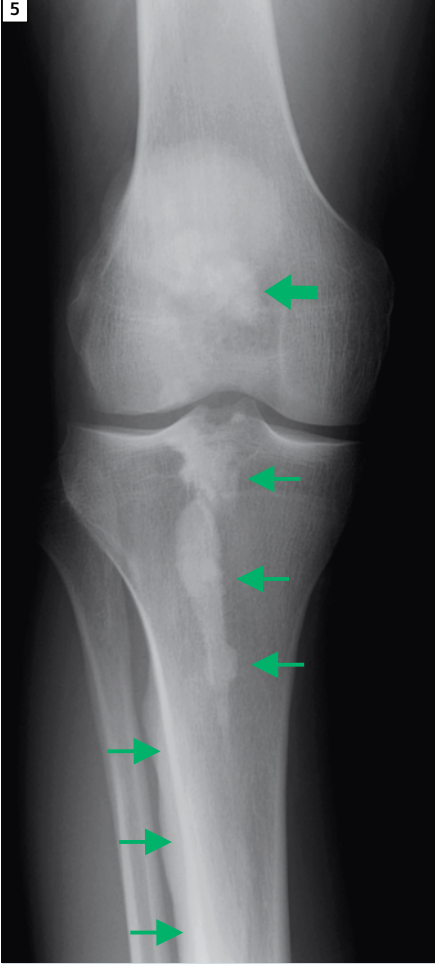
Sağ dizinde, özellikle patellanın mediyal ve posterior sınırı boyunca ağrısı olan 25 yaşında erkek hasta. Hasta, 2006 yılında sağ dizinde hiperekstansiyon olduğunu söyledi. O dönemde değerlendirmeye tabi tutulan hastaya, meloreostozis teşhisi konmuş, patellada olası bir kırık ve hareketli gevşek yapılar tespit edilmiş. Konservatif bir şekilde tedavi edilen hasta, o tarihten beri ağrısının kalıcı hale geldiğini belirtti; ayrıca dizinde zaman zaman kilitlenme, tutulma, çözülme, tıklama ve sıkışma olduğunu ekledi.

Fiziki muayene

Sağ dizin fokal analizinde herhangi bir deformasyona rastlanmadı. Kontralateral ekstremiteler ile kıyaslandığında herhangi bir lezyon, kızarıklık, morluk veya ödem tespit edilmedi. Sağ taraftaki esneme açısı 95, sol taraftaki esneme açısı 135 derece olarak tespit edildi. Hastanın diz ardı çukurunda ve patellanın mediyal sınırında palpasyona karşı hafif hassasiyetin söz konusu olduğu görüldü.



4 Bileğin lateral kısmının radyografi görüntüsünde, distal tibia (kaval) kemiğinin anterior, posterior ve epifizeal korteksleri ve talusun superior kısmı boyunca dalgalı kortikal kalınlaşma ve skleroz (oklar ile gösterilen) bulunduğu tespit edildi. Bulgular, meloreostoz teşhisi ile tutarlıdır.



5 Sağ dizin anteroposterior kısmında çekilen radyografıta, proksimal tibianın (oklar ile gösterilen) ilik boşluğunda dalgalı skleroz ve proksimal tibia shaftının (oklar ile gösterilen) lateral korteksi boyunca skleroz görülüyor. Gölgesi femoral çentik (kalın ok) üzerine düşen yumuşak doku sertleşmesi söz konusu. Bu, MR görüntülerinde, diz ardı çukurunda görülen kemikleşmeye işaret ediyor (bkz. şekil 6). Bulgular, melor osteoz teşhisi ile tutarlıdır.

Görüntüleme bulguları

Radyograflar: (Şekiller 4, 5)

- 1 Sağ diz lateral görüntüsünde, distal tibia kemiğinin anterior, posterior ve epifizeal korteksleri ve talusun superior kısmı boyunca dalgalı kortikal kalınlaşma ve skleroz bulunduğu tespit edildi. Bulgular, melor osteozis teşhisi ile tutarlıdır.
- 2 Sağ dizin anteroposterior kısmının çekilen görüntüsünde, proksimal tibianın ilik boşluğunda dalgalı skleroz ve diz ardı çukurunda yumuşak doku sertleşmesi görülüyor. Bulgular, melor osteozis teşhisi ile tutarlıdır.

MR görüntüleme:

(Şekiller 6, 7 ve Tablo 2)

- 1 Patella, femur ve tibia da kemiksi skleroz alanları görülüyor. Bu durum, melor osteozis teşhisi ile tutarlıdır.
- 2 Infrapatellar yağ yastıkçığındaki ödem, muhtemelen kemik displazisi ile ilişkilidir.
- 3 Posterior interkondiler çentikte, 2 cm'lik, düşük yoğunluklu kitle görülüyor.

Hastanın klinik gelişimi

Dört ay sonra hastaneye dönen hasta, sürekli ağrı çektiğini ve bu ağrının geçmiştekinden daha şiddetli olduğunu bildirdi. Hasta, tedavi nedeniyle dizinin daha kaslı ve stabil olduğunu belirtse de merdivenlerden aşağı inerken ağrı çektiğini ve esnetirken dizini inferior ve posterior sınırlarda yemiş gibi hissettiğini belirtti. Hasta, palpasyona karşı duyarlı değil. Yapılan muayenede, hastanın sol dizinin esneme açısının 130, sağ dizinin esneme açısının 95 derece olduğu tespit edildi. Hastanın, sol uyluğuna kıyasla sağ uyluğunda yaklaşık 1 cm'lik bir mesafe kaybı görüldü. İlk klinik izlenimlere göre hastaya, patellofemoral sendrom ile birlikte yağ yastıkçığı inflamasyonu teşhisi koyuldu, bunun üzerine kendisine Kenalog ve Marcaine enjekte edildi.

Bir ay sonra hastada belirgin herhangi bir iyileşme olmadı. Hasta, hastalığın ameliyat harici yönetimi, diğer bir deyişle yoğun fizyoterapi ve maksimum düzeyde antiinflamatuar ilaçlar tatbik edildiği halde herhangi bir fayda görmedi. Hastanın durumu, başlangıçtaki ağrı, rahatsızlık ve fonksiyon kaybı açısından herhangi bir değişiklik göstermedi. Hasta, dizinde küçük bir efüzyon bulunduğunu bildirdi. Hastanın sağ dizinin esneme açısının 95, sol dizinin esneme açısının 130 derece olduğu tespit edildi.

Klinik izlenimler, melor osteozisin hastanın patellofemoral eklemi ve diz eklemi dokusunun geri kalan kısmında hareket kısıtlamasına neden olduğu yönünde. Cerrahi operasyonun sonuçları öngörülemez olsa da hasta diğer insanlardan farklı olduğu hissine kapıldığı için hastanın dizine daha fazla mobilite kazandırmak amacıyla, anterior aralığın açılması, adezyonların çözülmesi ve sinovektomi yapılmasına karar verildi. Hasta sırasıyla artroskopi, adezyonların

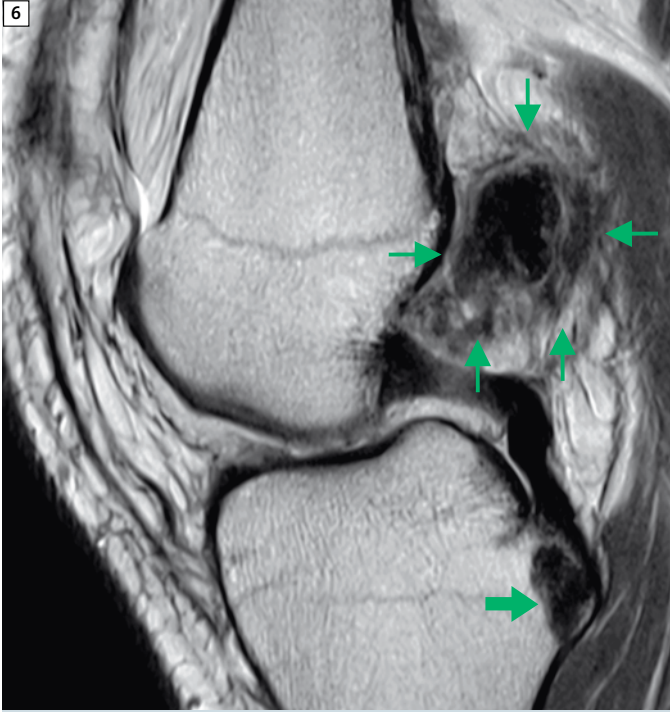
çözülmesi, anterior aralığın açılması ve interkondiler plikanın çıkarılması prosedürlerine tabi tutuldu. Operasyondan bir ay sonra hastaneye dönen hasta, anterior bölgedeki ağrının geçtiğini, ancak posterior bölgedeki rahatsızlığının devam ettiğini bildirdi.

Hastanın dizinin yan tarafına kıyasla posterior kısmında küçük bir efüzyon mevcuttu. Sağ dizin maksimum esneme açısı 121, sol dizin maksimum esneme açısı 145 derecedeydi ve hastanın patella mobilitesi gayet iyi düzeydeydi.

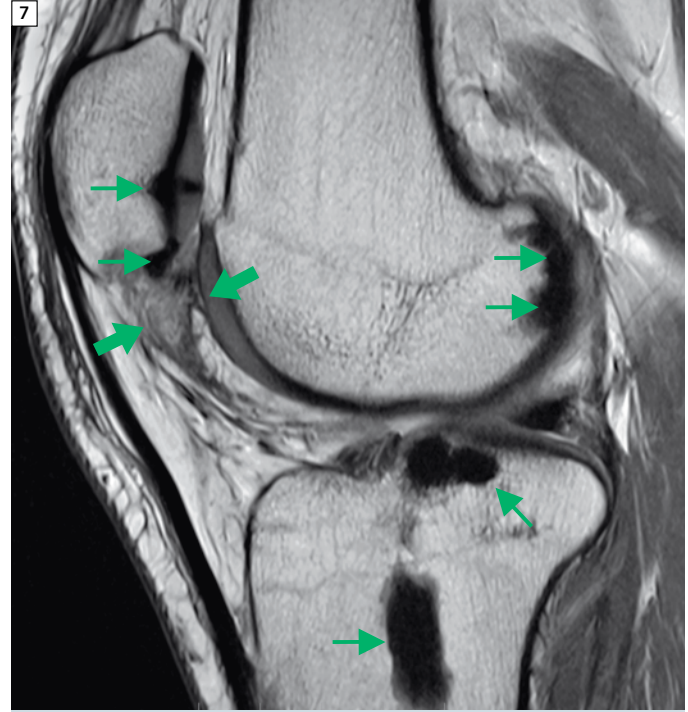
Tartışma

Leri hastalığı olarak da bilinen melor osteozis, skleroz ve hiperostoz bulguları veren, nadir görülen bir sklerozan kemik displazisidir. Bu displazi genel olarak röntgen filmlerindeki 'damlayan mum' görüntüsü ile biliniyor [1]. Bu hastalık osteopoikiloz, osteopatik striata (çizgiler) ve Buschke-Ollendorff

Sendromu (BOS) dahil olmak üzere diğer sklerozan kemik displazileri ile karıştırılabiliyor. Kalıtsal bir modeli takip etmeyen melor osteozis, 12q kromozomu ile bağlı olarak diğer bazı kemik displazileri ile ortak bir genetik kökene sahip olabiliyor. Bu durum ise büyüme faktörü ile morfojenik kemik proteininin disinhibisyonuna yol açabiliyor. Asemptomatik bir rahatsızlık olan melor osteozisin hastalarda en sık görülme şekli tesadüfidir. Bu hastalıkta, sınırlı mobilite ve periosteal iritasyon nedeniyle en sık görülen belirtiler, sertlik ve ağrı oluyor [2]. Genelde geç ergenler veya genç yetişkinlerde görülen bu rahatsızlık, her yaşta ortaya çıkabiliyor. Melor osteozis, dönem dönem şiddetlenmesinin yanı sıra yavaş ancak kronik açıdan progresif bir gidişat sergiliyor. Hastalık sonucunda, progresif engellilik, bacak uzunluklarında dengesizlik ve hatta amputasyon söz konusu olabiliyor [3]. Hastalık omurgayı da etkilerse, omurga füzyonu gerekebilir. Genelde apendiküler iskelet kemiklerini tutan bu hastalık, çoğunlukla ekstremitelerin uzun kemiklerinde görülüyor. Monostotik veya polistotik olabilen melor osteozis, tek bir bacağı (monomelik) veya skleretomu da etkileyebiliyor. Hastalığın, röntgen filmlerindeki damlayan mum şeklindeki



6 Proton yoğunluk ağırlıklı sagittal görüntüde, diz ardı çukurunda, büyük bir ihtimalle kısmen kireçlenmiş, yan tarafında yara dokusu ve fibröz (oklar ile gösterilen) oluşumu gözlenen, hastalıklı olarak tanımlanan, düşük sinyalli bir kitle görülüyor. Posterior tibial korteks (kalın ok) boyunca gözlenen skleroz ve kalınlaşma, meloreostoz teşhisi ile tutarlıdır.



7 Proton yoğunluk ağırlıklı sagittal görüntüde, infrapatellar yağ yastığı içinde (kalın ok) hastalıklı olarak tanımlanan, düşük sinyalli bir kitle ve fibröz oluşumu görülüyor. Birçok bölgede gözlenen skleroz (oklar ile gösterilen), meloreostoz teşhisi ile tutarlıdır.

Tablo 2: MR görüntüleme tekniği

Ağırlıklandırma ve düzlemler	Görüş alanı	TR	TE	Sekans	Kesit kalınlığı	Boşluk	Matris ebatları
T2-ağırlıklı aksiyel	100	5250	93	Turbo Spin Echo	3 mm	0,3 mm	640x640
Yağ süpresyonlu proton yoğunluk ağırlıklı aksiyel	120	1200	43	Yağ süpresyonlu Turbo Spin Echo	2 mm	0,3 mm	256x256
Proton yoğunluk ağırlıklı sagittal	82,5	2910	41	Turbo Spin Echo	2 mm	0,3 mm	256x256
Yağ süpresyonlu proton yoğunluk ağırlıklı sagittal	77,8	1200	43	Yağ süpresyonlu Turbo Spin Echo	2 mm	0,3 mm	256x256
Proton yoğunluk ağırlıklı koronal	100	5490	39	Turbo Spin Echo	3 mm	0,3 mm	640x640
Yağ süpresyonlu proton yoğunluk ağırlıklı koronal	120	1200	35	Yağ süpresyonlu Turbo Spin Echo	2 mm	0,3 mm	256x256

sklerotik görüntüsü klasik bir durum olsa da bu görüntü, vakaların az bir kısmında tespit edilmiştir [3]. Hastalığın diğer sklerozan sendromlara benzemesi nedeniyle osteom, miyozit ossifikasyonu ve osteopatik striataya benzer veya karmaşık görüntüler söz konusu olabiliyor. Doğum esnasında da görülebilen [2] ve meloreostozisten etkilenmiş kemikleri kaplayan [3] skleroderma benzeri cilt değişimleri olduğu bildiriliyor. Ayrıca hiperpigmentli deri yamaları rapor ediliyor. Sık olarak görülen hiperostotik lezyonların yanı sıra birçok hastada, kemik lezyonlarının hemen yanında veya lezyonların uzağında, genelde infiltratif kenarlı [2] yumuşak doku kitleleri bulunuyor. Bu kitleler patolojik

olarak, değişken kolajen doku ihtiva eden, damarlanmış lifli dokuları temsil ediyor. Kitleler, meloreostozis bulgularının [2] bir parçası olarak tanımlanırsa biyopsiye ihtiyaç kalmayacak, sinirler de etkilenebileceği için kas atrofileri de görülebilecek. Ayrıca, meloreostozis hastalarında hemanjiyomlar, glomus tümörleri ve AVM'ler (arteriyovenöz malformasyon) dahil olmak üzere, vasküler tümör ve malformasyonların görülme ihtimali yüksek oluyor [4]. Tipik dalgalı kortikal hiperostoz, MR görüntülemeye tatbik edilen tüm darbe sekanslarında [5] düşük sinyal yoğunluklu, kalınlaşmış kemiksi korteksi temsil eden dalgalı bölgeler sergiliyor ve ilik boşluğuna yayılıp boşluğu

daraltabiliyor [6]. Yumuşak doku kitleleri, ilgili vasküler tümör ve malformasyonlar ve fibröz alanlar, gadolinium tatbikinden sonra genişleme eğiliminde oluyor. Radyonüklit kemik taraması, asimetrik bir şekilde artan, orta düzey gadolinium alımını ortaya koyuyor [6].

Tanısal olmayan biyopsi: Uygulanabilir tedaviler arasında, tendonun cerrahi olarak uzatılması, kontraktürlerin (sürekli kasılan kasların) gevşetilmesi, osteotomi, düzeltici esnetme hareketleriyle tedavi ve çok nadir de olsa amputasyon bulunuyor. İntravenöz zoledronik asit tatbik edilen ve tedavinin özel bir kemik rezorpsiyon markörü β ile izlendiği, semptomların kontrol altında tutulduğu bir vaka da bildirilmiştir [7].

Vaka 3: Glenohümeral eklem çıkığı

Hastanın hikayesi

Yaklaşık 10 gün önce sağ omzundan sakatlanan 20 yaşındaki amatör snowboard sporcusunun omzu önden çıkmıştı. Hastanın eklemi, acil serviste yerine oturtuldu. Bu, hastanın omzu ile ilgili yaşadığı ilk ve tek sakatlığı. Geçmişte, hastanın omzunda başka bir yaralanma vuku bulmamıştı. Hastaneye başvurduğunda hastanın ağrısı yaklaşık 3/10-4/10 iken, ağrı şiddetlendiğinde 7/10-8/10 seviyesine çıkıyordu.

Kas-iskelet muayenesi

Kas atrofisine ilişkin herhangi bir kanıt söz konusu değildi. Omzun hareket aralığı, hasta açısından, çektiği ağrıya kıyasla ikinci derecede önemliydi. Omzun öne doğru yükselme açısı pasif olarak yaklaşık 90 derece, abduksiyon pasif olarak yaklaşık 50 derece ve harici rotasyon yaklaşık 30 dereceydi. Öne doğru kaldırma ve abduksiyonda kas gücü 4+/5'ti. Dahili ve harici rotasyonda kas gücü -5/5'ti. Hastanın en hassas olduğu bölge, supraspinatustu. Hasta, kargamsı çıkıntı ve uzun biseps tendonunda herhangi bir hassasiyet hissetmiyordu. Hasta, omzunun yerine oturtulması ile ilgili olarak ciddi endişe belirtileri gösteriyordu.

Görüntüleme bulguları

Radyografiler: Çekilen üç röntgen filminde sağ omzun rahat bir şekilde hareket

ettirilebildiği tespit edildi. Akut kemik kırığına dair bir kanıt bulunamadı.

MR görüntüleme bulguları

(Şekiller 8-10, Tablo 3)

- 1 Anterior-anteriorinferior kısımlarda en ciddi şekilde olmak üzere labrum oyuğu ve yırtığı ile birlikte labrum aşınması ve ayrılması, periosteal ve kapsüler aşınma ve yırtılma ve kapsüloabral dokunun mediyal ve inferior kısımlardan çıkması söz konusuydu. Ayrıca, inferior glenohümeral bağ dokusunun glenoid bağlantısında kısmi yırtık ve anteroinferior glenoid kenar boyunca, kenarları net bir şekilde tespit edilmiş, fokal, 4-5 mm'lik ve akut görünen kondral defekt ile hemen yakınında parçalanma vardı. Ek olarak hafif kortikal yassılaşma ile birlikte anterior inferior glenoid kenarda hafif bir sıkışma veya avülsiyon bulunuyordu.
- 2 Hill-Sachs sıkışma kırığı deformasyonu: anterior posterior kısmı maksimum 3,6 cm, boyu 1,2 cm ve derinliği 7 mm. Ayrıca, humerusun büyük tüberozitesinden fizial yara ve metafize uzanan bölgede de kırık ve çok küçük bir çıkık bulunuyordu veya hiç çıkık bulunmuyordu.
- 3 Distal derin kenar boyunca kısmi olarak yırtılmış supraspinatöz tendinöz ve liflerde geri çekilme .
- 4 Ciddi subakromiyal/subdeltoid bursit.
- 5 Sinovit ile birlikte geniş çaplı efüzyon.

Tedavi planı: Omzu tekrar tutturmak için cerrahi müdahale önerildi

Cerrahi bulgular: Artroskopide, normal görünümlü hümeral eklem kırıkdağı tespit edildi. Glenoid üzerinde, 1. dereceden eklem kırıkdağı değişiklikleri söz konusuydu. Küçük bir Hill-Sachs lezyonu da gözlemlendi. Çıkıktan itibaren anteroinferior glenoidin bazı bölgelerinde kontrol hasar söz konusuydu. Supraspinatus tendonun artiküler yüzeyinde orta kalınlıkta bir yırtık mevcuttu. Bu yırtık, artiküler yüzeyin %50'den büyük kısmını kapsıyordu. Glenoidden komple bir anterior kapsüloabral ayrışma mevcuttu. Bu, olağandışı bir modeldi çünkü tüm kompleksin yan taraflardan hümeral başa doğru geri çekildiği, anterosuperior labrum içerisinden geçen radyal bir yırtık bulunuyordu. Subskapularis ve biseps tendonlarında herhangi bir sorun söz konusu değildi.

Gerçekleştirilen prosedürler

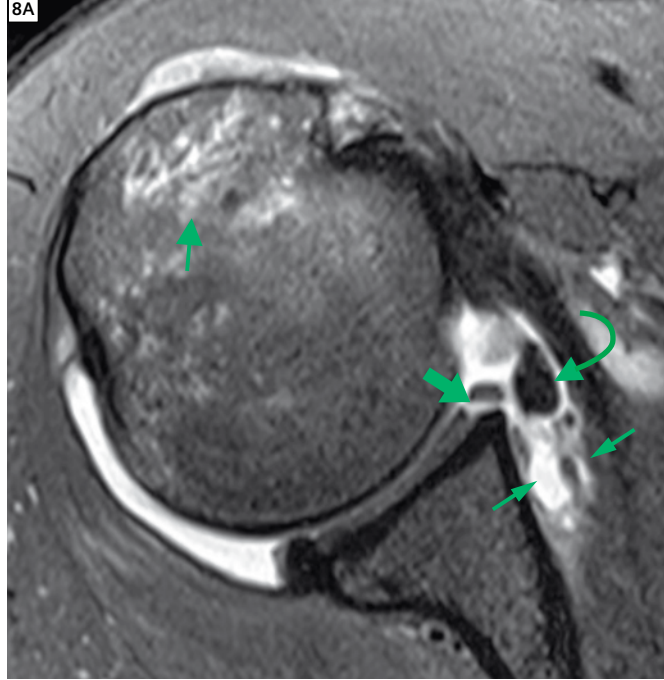
- 1 Sağ omuz artroskopisi ve glenohümeral debridman
- 2 Sağ omuz anterior labrum onarımı ve kapsülorafi
- 3 Kısmi akriyoplasti ile sağ omuz subakromiyal dekompresyonu
- 4 Sağ omuz supraspinatus onarımı, transtendon çift sıra tekniği

Tartışma

Anatomi

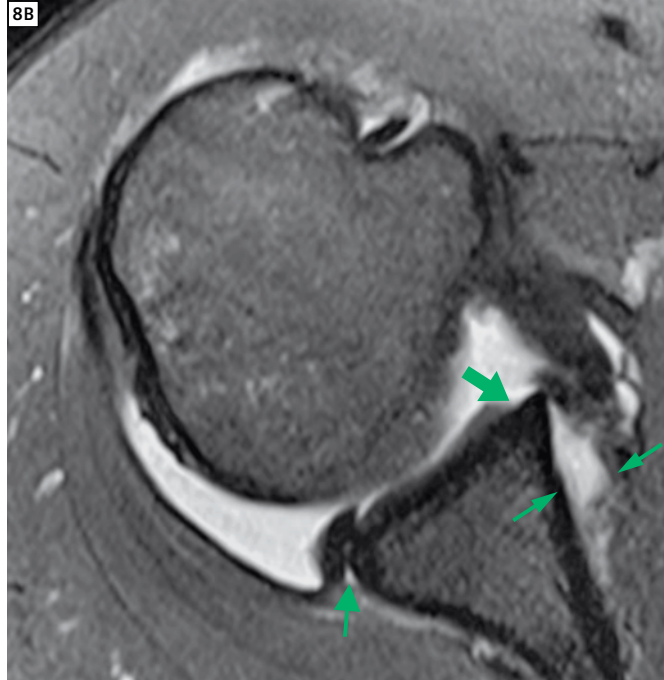
Omuz eklemi, fırlatma, itme ve çekme dahil olmak üzere çok çeşitli hareketler için tasarlanmıştır. Eklem çok yönlülüğü, mevcut kas kuvvetinin stabilizasyonu ile dengelenmelidir, ancak dinamikler son derece karmaşıktır. Omzun geniş hareket kapasitesi [1] nedeniyle kemikler, labrum, kaslar, tendonlar, bağ dokuları ve omuz kapsülü dahil olmak üzere çeşitli anatomik yapılarca eklem stabilitesi sağlanmalıdır. Artroskopi ve MR görüntüleme, çeşitli şekil, ebat ve konumlarda normal birçok labral varyant tespit edilmiştir. Ancak söz konusu varyantlar, bu raporun kapsamı dışındadır. Asemptomatik hastaların maksimum %18'inde [2] rapor edilen anterosuperior sublabral foramen, en sık görülen labral varyantlardan biridir. Ancak, bu durumun konjenital olduğu kesinlikle ispat edilmemiştir ve yaş ile birlikte görülme sıklığı artmaktadır. Bu durum, söz konusu varyantın daha sonradan ortaya çıktığını veya muhtemelen asemptomatik bir labrum yırtığından kaynaklandığını ortaya koymaktadır. Buford kompleksi, anterosuperior labrum eksikliğinde ortaya çıkan ve kadavraların yaklaşık %6'sında görülen, kalın ve geniş orta glenohümeral bağ dokusudur (orta düzey) [2]. Kadavraların %73'ünde, saat 11 pozisyonundan saat 1 pozisyonuna doğru uzanan superior sublabral bir girinti olduğu ortaya koyulmuştur [4]. Ayrıca, yapılan otopsilerde, superior labrumların kadavraların %45'inde gevşek bir şekilde bağlı olduğu, kadavraların %36'sında ise tamamen ayrı olduğu bildirilmiştir. Uzun biceps braki tendonu, kürek kemiğinin supraglenoid tüberkülünden itibaren ve/veya superior glenoid labrumdan posterosuperior glenoid labruma kadar intraartiküler bir yapı sergilemektedir. Tendon, yan taraftan rotator aralığı içerisinde geçmekte ve daha sonra iç kısımdan proksimal hümerüs bisipital olduğu boyunca uzanmaktadır. Glenohümeral bağ dokuları, eklem kapsülünün kalın şeritleri gibidir. Superior glenohümeral bağ dokusunun çıkış yeri, uzun başlı biceps tendonunun bağlı olduğu anterosuperior labrum ve/veya orta glenohümeral bağ dokusudur [6]. Bağ dokusu, orta glenohümeral bağ dokusuna

8A



8A Yağ süpresyonlu, proton yoğunluk ağırlıklı aksiyel görüntüde, medial ve inferior taraflardan çıkık, sıyrık kapsülolabral doku (kavisli ok ile gösterilen) ile birlikte periosteal ve kapsüler sıyrık ve yırtılma (ince oklar ile gösterilen) görülüyor. Ayrıca, anteroinferior glenoid kenar boyunca, kenarları net bir şekilde tespit edilmiş, akut görünümlü fokal bir kondral defekt ile hemen yakınında parçalanma (kalın ok ile gösterilen) söz konusu. Tüberozone ödem, impaksiyon kırığından itibaren daha da büyüyor (standart ok ile gösterilen).

8B



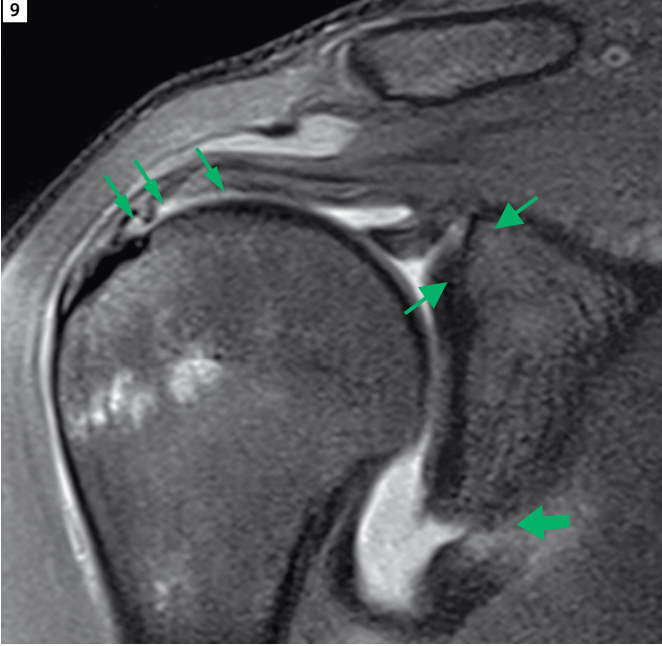
8B Yağ süpresyonlu, proton yoğunluk ağırlıklı aksiyel görüntüde, periosteal ve kapsüler sıyrılma ve yırtılma (ince oklar) görülüyor. Ayrıca, anteroinferior glenoid kenar boyunca, kenarları net bir şekilde tespit edildi, akut görünümlü fokal bir kondral defekt (kalın ok) ile posterior labrumda yırtık ve kısmi kopma (standart ok) söz konusu.

neredeyse dik açıda ve kargamsı çıkıntı paralel bir şekilde uzanmaktadır. Superomedial taraftan inferolateral tarafa doğru uzanan orta glenohümeral bağ dokusu, son derece değişkendir. Bu doku, oldukça kalın olabileceği gibi hiç bulunmayabilir de. Dokunun görünümü, hümeral baş döndükçe değişiklik göstermektedir [6]. Inferior glenohümeral bağ dokusunda,

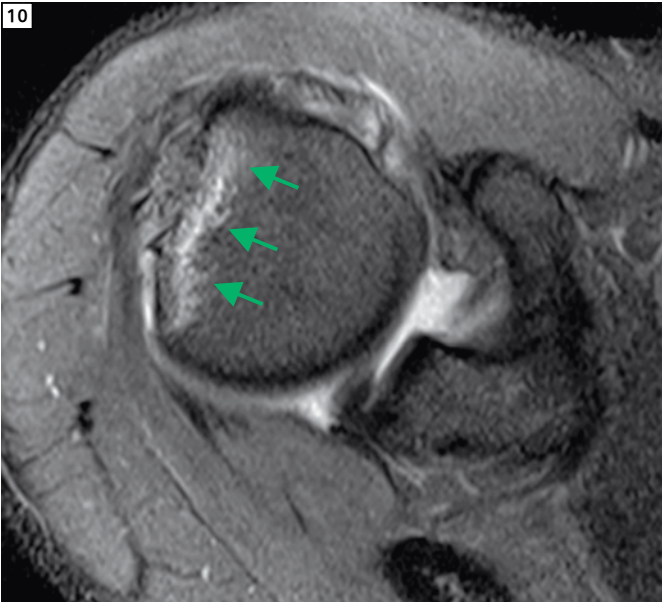
anterior ve posterior şeritler ile aksiller poşu bulunmaktadır. Anterior bir dengeleyici olan bu doku, anterior labrum ve kapsül boyunca yırtılabilir.

Klinik durum

Glenohümeral eklem çevresinde, yaralanma mekanizmasına bağlı olarak labral ve kapsüler yaralanmalar meydana gelebilir ve bu durum, çeşitli yönlerde



9 Yağ süpresyonlu, proton yoğunluk ağırlıklı aksiyel görüntüde, medial ve inferior taraflardan çıkık, sıyrık kapsülolabral doku (kavisli ok) ile birlikte periosteal ve kapsüler sıyrık ve yırtılma (ince oklar) görülüyor. Ayrıca, anteroinferior glenoid kenar boyunca, kenarları net bir şekilde tespit edilmiş, akut görünümlü fokal bir kondral defekt ile hemen yakınında parçalanma (kalın ok) söz konusu. Tüberozone ödemi, impaksiyon kırığından itibaren daha da büyüyor (standart ok).



10 Yağ süpresyonlu, proton yoğunluk ağırlıklı aksiyel görüntüde, periosteal ve kapsüler sıyrılma ve yırtılma (ince oklar) görülüyor. Ayrıca, anteroinferior glenoid kenar boyunca, kenarları net bir şekilde tespit edildi, akut görünümlü fokal bir kondral defekt (kalın ok) ile posterior labrumda yırtık ve kısmi kopma (standart ok) söz konusu.

Anterior lezyonlar

Anterior kapsüldeki ilk 'önemli lezyon', 1923 yılında Bankart tarafından keşfedildi [1]. Bankart, daha sonra lezyon sınıfına labrumun kemiksi bağlantısından travmayla ayrılmasını da dahil etti. Travmatik anterior çıkıkların %85'inden fazlası, hümeral başın anterior yönünde yer değiştirmesi nedeniyle anterior labrumun kopmasına neden oluyor. Klasik Bankart yaralanmasının kapsamına, ayrıca anterior eklem kapsülü ve periosteumun yırtılması da girebiliyor. Günümüzde kemiksi Bankart lezyonu olarak bilinen anterior glenoid sıkışma veya avülsiyon kırığı, yaralanma mekanizması ile yakından ilişkili olsa da Bankart tarafından asla tanımlanmadı. İsmi Amerikalı iki radyologdan alan Hill-Sachs lezyonu, posterolateral hümeral başın glenoidin anterior dudağını sıkıştırması sonucu oluşan kemiksi yara dokusunu ifade ediyor ve genelde anterior çıkıklar ile birlikte görülüyor. Perthes lezyonu, anterior skapulanın kısmi olarak sıyrılmış periosteumunda herhangi bir çıkık ve yırtığın olmadığı, anterior labroligamentöz kompleks ve periosteumun soyulmasını ifade ediyor. Herhangi bir çıkık olmadığı için bu lezyonu MR görüntülerinde diğer anterior lezyonlardan ayırmak zor olabilir, ancak anterior periosteal bütünlüğün olmaması, hastalarda eklem gevşekliği ve hareket dengesizliği yaratıyor. Kopuk Perthes lezyonu, labrumun bağlantı noktasından koptuğu Perthes lezyonları ifade ediyor. Bu tip Perthes lezyonlarında, ayrıca, inferior glenohümeral bağ dokusunun kopması ve anterior yönde yer değiştirmesi söz konusu oluyor. Ancak periosteumda herhangi bir yırtılma veya kopma söz konusu olmuyor.

Anterior labroligamentöz periosteal sleeve avülsiyon (ALPSA) lezyonunda [1], inferomedial yönde yer değiştirmiş yırtık bir anteroinferior labrum ve periosteum boyunca yığılan (gömlek kolu gibi katlanmış) inferior glenohümeral bağ dokuları söz konusu. Anterior skapular periosteumda herhangi bir yırtılma veya kopma meydana gelme de kısmi soyulma görülebiliyor.

Glenolabral artiküler bozulma (GLAD) lezyonu, bitişikteki glenoid artiküler kırıkdağın yaralanması sonucu oluşan bir anteroinferior labrum yırtığını ifade ediyor

hareket dengesizliğine neden olabiliyor. Dengesizliğe ilave olarak hastalar, ağrı ve tutulma şikayeti çekebiliyor ve omuzlarının yerinden çıktığını hissedebiliyorlar. Kapsülolabral yaralanmalar, anterior, posterior ve superior bölgelerine göre, farklı sınıflara ayrılıyor, çeşitli isim ve kısaltmalar ile anılıyor. Inferior labral yırtıklar, özel herhangi bir sınıfa ayrılmasa da genelde anterior ve posterior kapsülolabral lezyonların bir uzantısı olarak görülüyor. Radyologların farklı tip ve sınıflardaki kapsülolabral yaralanmaları tanımları önemli. Ancak radyologların

aynı zamanda MR görüntülemesine tabi tutulan çok sayıda vakada, tanımlanmış iki veya daha fazla farklı yaralanma modeli ile kısmen veya tamamen örtüşen, birbiri üstüne binen görüntüleme bulgularının söz konusu olduğunu ve vakaların, özel tek bir kategori veya model ile sınıflandırılmayacağı gerçeğini bilmeleri gerekiyor. İşte bu nedenle, görüntüleme bulgularının doğru bir şekilde tanımlanması, yaralanmanın belirli bir isim veya numaralandırılmış bir yapı olarak sınıflandırılmasından çok daha önemli. Bu vaka, buna iyi bir örnek oluşturuyor.

Tablo 3: MR görüntüleme tekniği

Ağırlıklandırma ve düzlemler	Görüş alanı	TR	TE	Sekans	Kesit kalınlığı	Boşluk	Matris ebatları
T2-ağırlıklı aksiyel	120	650	7,5	Gradient Echo	3 mm	0,3 mm	512x512
Yağ süpresyonlu proton yoğunluk ağırlıklı aksiyel	120	3350	46	Yağ süpresyonlu Turbo Spin Echo	3 mm	0,3 mm	512x512
Proton yoğunluk ağırlıklı sagittal	120	4000	93	Turbo Spin Echo	2 mm	0,3 mm	640x640
Yağ süpresyonlu proton yoğunluk ağırlıklı sagittal	120	3000	46	Yağ süpresyonlu Turbo Spin Echo	2 mm	0,3 mm	512x512
Proton yoğunluk ağırlıklı koronal	120	2510	34	Turbo Spin Echo	3 mm	0,3 mm	768x768
Yağ süpresyonlu proton yoğunluk ağırlıklı koronal	120	3000	46	Yağ süpresyonlu Turbo Spin Echo	2 mm	0,3 mm	512x512

[1]. Bu lezyonun glenohümeral eklemden dengeye neden olduğuna dair kesin bilgiler bulunmuyor. Glenoid labrum ovoid kitle (GLOM) belirtisi, superior yönde geri çekilen ancak normal orta glenohümeral bağ dokusu ile karıştırılmaması gereken yırtık bir anterior labrumu ifade ediyor. Glenohümeral bağ dokusunun hümeral avülsiyonu (HAGL) lezyonu [1], genelde anterior şeritte görülse de anterior glenohümeral eklem çıkığı veya dengeye neden olabiliyor. Bu lezyon, yaşlı hastalarda daha sık görülüyor. GAGL lezyonu, HAGL'ye benziyor; ancak GAGL'de avülsiyon, hümeral yerine glenoid bağlantısında bulunuyor. Bu lezyonlarla birlikte, BHAGL ve BGAGL lezyonları olarak bilinen kemiksi parçalı avülsiyonlar da görülebiliyor. Genelde glenoidde olmak üzere, ancak muhtemelen hümeral bağlantılarda inferior glenohümeral bağ dokusunun posterior şeridinde yırtılma veya soyuma ve avülsiyon söz konusu olabiliyor. Bu durumun, ters minör yırtıklar (IGHL'nin posterior şeridinde yırtılma gibi) ve glenohümeral eklemden dahili yapılar ile ilişkisi bulunuyor.

Ayrıca rotator manşın yaralanması da söz konusu olabiliyor. Glenoidi aşındırıcı değişiklikler veya kronik skleroz veya heterotopik kemik oluşumu gözlenebiliyor. Ayrıca, ödem, hematoma veya damardan dışarı akan eklem sıvısı vb. durumlara ilişkin yumuşak doku bulguları görülebiliyor. Hümeral kafada, glenoidde göre posterior yönde kısmi çıkık olabiliyor. Kronik vakalarda, her ne kadar 25°lik retroversiyondan 8°lik anteversiyona uzanan bir glenoid açısı bildirilse de glenoidin retroversiyonu ile birlikte kemik kaybı ve kemiklerin yeniden şekillenmesi durumları yaşanabiliyor. Bennett lezyonu, glenoid boyununun posterior kısmından glenoid kenarına doğru yükselen ve genelde beyzbol atıcılarında görülen bir entezofittir. Posterior labrokapsül periosteal sleeve avülsiyonu (POLPSA) lezyonu, ALPSA'nın (anterior labroligamentöz periosteal sleeve avülsiyonu) posterior versiyonudur. Bu rahatsızlık, posterior dengeye ile bağlantılıdır. Periosteum, Bankart lezyonunun karşıt versiyonunda yırtılırken, POLPSA lezyonunda herhangi bir kopuk veya yırtık söz konusu olmuyor.

Paralabral kistler

Paralabral kistler, bitişikteki labral ve kapsülolabral yırtıklara güçlü bir şekilde işaret eden önemli bir tanısal ipucu (her ne kadar söz konusu yırtık, MR taramada her zaman diğer lezyonlardan farklı bir şekilde görüntülenemese de). Bu kistler, ünloküler olabilsen de genelde multiloküler oluyor ve ortaya çıktıkları labrum yırtığından birkaç cm öteye uzanabiliyor/ayrılabilir. Bu durum, rotator manşon kaslarının denervasyon atrofisine yol açabilecek olası bir sinir sıkışması ve nöropati ile birlikte suprakapsüler veya spinoglenoid çentiklere doğru uzamak gibi toplu etki yaratan belirtilere yol açabiliyor.

İletişim

Charles P. Ho, Ph.D., M.D.
Steadman Philippon Araştırma Enstitüsü
181 W. Meadow Dr. Suite 1000
Vail, CO 81657
ABD
charles.ho@thesteadmanclinic.com

Bilgisayarlı tomografide görüntü kalitesi 1

Stefan Ulzheimer, PhD, Bilgisayarlı Tomografi Bilimsel Pazarlama Ekibi Yöneticisi ve SOMATOM Sessions Başeditörü, Siemens Sağlık Hizmetleri, Forchheim, Almanya

Bilgilendirme dokümanlarında genelde, sadece LCD düzeyini gösteren bazı değerler bulunuyor, bu değerlerin tam olarak nasıl elde edildiği açıklanmıyor. Bu makale, LCD'nin ne olduğunu, nasıl ölçümlendiğini ve LCD ölçüm yönteminin potansiyel açıklarını ve karşı karşıya olduğu kısıtlamaları açıklamayı amaçlıyor.

Bilgisayarlı tomografide (CT) görüntü kalitesi; görüntü paraziti, yüksek kontrastlı uzaysal çözünürlük ve düşük yapay görüntü miktarı gibi çeşitli parametrelerle tanımlanabiliyor. Bazen düşük kontrastlı çözünürlük olarak da ifade edilen düşük kontrast tespit edilebilirliği de genelde kilit bir parametre olarak değerlendiriliyor. Ancak düşük kontrast tespit edilebilirliğinde (Low Contrast Detectability-LCD), görüntü kalitesine ilişkin diğer parametrelere kıyasla belirleyici bir fark söz konusu oluyor: örneğin yüksek kontrastlı uzaysal çözünürlüğün aksine çok iyi tanımlanmış

bir görüntü ölçüm kriteri olmuyor ve objektif olarak kolayca ölçümlenemiyor. Bu makalede, düşük kontrast tespit edilebilirliği (LCD) konsepti, nasıl ölçümlenebileceği ve LCD değerlendirmesindeki eksiklikler ele alınıyor.

Düşük kontrast tespit edilebilirliği ve görüntü parazitleri

Genelde, her ölçümde belirli bir hata payı söz konusu oluyor ve ölçümlenen tüm değerler gerçek değer çevresinde dalgalanıyor. CT tekniğinde, objenin

neden olduğu atenüasyon ölçümleniyor ve Hounsfield (HU) ölçü birimi cinsinden ifade ediliyor. Bir CT görüntüsünün her bir hacimsel ögesi (voksel), aslında taranan objenin neden olduğu atenüasyonun ölçümü oluyor. Bu nedenle, aynı objenin CT taraması tekrarlandığında her yeni taramada daima söz konusu voksel için bir miktar farklı bir CT değeri elde ediliyor. Su fantomu gibi homojen bir obje tarandığında elde edilen görüntüdeki her bir vokseli, aynı malzemenin bağımsız bir ölçümü olarak değerlendirmek gerekiyor. Aynı mantıktan hareketle, homojen bir objenin



1A Düşük kontrast tespit edilebilirliğini belirlemek için CATPHAN® fantomu (The Phantom Laboratory, New York) veya nispeten düşük kontrastlı test modüllü benzer bir fantom kullanılabilir. (Fotoğraflar için New York'taki The Phantom Laboratory'ye teşekkür ederiz.)



1B 200 mm çapındaki CATPHAN® fantomun düşük kontrast modülü; düşük kontrast tespit edilebilirliği test fantomuna bir örnek: çapları 2-15 mm, kontrast seviyeleri 3-10 HU arasında değişen periyodik modüller.

CT taraması, aynı malzemenin aynı anda gerçekleştirilmiş çok sayıda bağımsız ölçümü oluyor. Tüm vokselle değerleri, örneğin suyun gerçek değeri çevresinde dalgalanıyor. Ölçüm hatası, görüntüden doğrudan görülebiliyor ve genelde görüntü paraziti olarak anılıyor. Yeterli sayıda ölçüm yapılmışsa ölçümlenen değerlerin ortalaması, gerçek değere yaklaşıyor. Bir CT görüntüsünde, görüntü paraziti ve gerçek HU değeri, görüntüdeki yeterince büyük ve homojen bir ilgi alanı (ROI) değerlendirilerek ve söz konusu ROI'deki standart sapma ve ortalama değerler hesaplanarak tahmin edilebiliyor. Küçük atenuasyon farkları, ancak görüntü paraziti yeterince küçük olduğunda tespit edilebiliyor. Genelde LCD, bir CT sisteminin bir arka plan üzerindeki düşük kontrastlı objeleri tespit etme performansını tanımlamak için kullanılıyor. Tarayıcı özelliklerini belirlemek amacıyla LCD değerlendirmesi için ideal olarak, örneğin fantomlar kullanmak suretiyle objektif bir test yöntemi uygulamak gerekiyor. Pratik uygulamalarda ise LCD, standart olarak düşük kontrast fantomunun farklı ebat ve yoğunluklara sahip objeler aracılığıyla ölçülmesi sonucu belirleniyor. Şekil 1'de nispeten düşük kontrastlı (LC) modüllü standart bir test fantomu görülüyor. Daha sonra, belirli bir tarama protokolü içinde belirli bir doz düzeyinde hangi modülün görülebileceği tespit ediliyor. Örnek bir LCD analiz protokolü şu şekilde gerçekleştiriliyor: 5 mm, 3 HU @ 11.0 mGy CTDIvol (200 mm CATPHAN® fantom, 10 mm'lik kesit genişliği, 120 kV, standart vücut tarama konumu). Bu parametreler şu anlama geliyor: LC modüllü, 200 mm'lik CATPHAN® fantom, 11,0 mGy radyasyon dozunda, standart vücut tarama protokolü ile tarandığında (32 cm'lik fantomda, CTDIvol cinsinden), tarama görüntülerini değerlendiren kişi, 5 mm'lik 3 HU'luk modülü görebilmeli. Burada en önemli nokta, kişide var olduğu kabul edilen, düşük kontrastlı belirli bir yapıyı görebilme becerisi, çünkü bu son derece sübjektif bir süreç olarak gerçekleşiyor. Görsel yöntemler kullanarak belirli düzeyde bir güvenilirlik temelinde, istatistiki açıdan objektif bilgiler elde etmek zor oluyor.

Tablo 1: LCD'yi etkileyen parametreler

Gözlemci	Deneyim; taraflılığı ortadan kaldırabilme becerisi; hedefler
Tarama parametreleri	Doz ve doz dağılımı; kolimasyon
Rekonstrüksiyon parametreleri	Kesit kalınlığı; rekonstrüksiyon kerneli; düzlem içi çözünürlük
Okuma koşulları	Ortam ışığı; monitör; pencere açılabilmesi
Değerlendirme	Okur sayısı; modülü tespit etmesi gereken kişi sayısı; sadece küçük modüllerin ya da daha büyük bütün modüllerin tespiti
Fantom	Üretim kalitesi; yeniden üretilebilirlik; modül paterni
Tarayıcı	Dedektör; doz verimliliği; artefakt baskılama; saçılmalı radyasyon
Düşük kontrast objesi	Yoğunluk; boyut; şekil; zemin malzemesi

Radyologlar görüntüleri istatistiki açıdan değerlendirmiyorlar

İstatistiksel performans parametreleri, genelde bir sistemin LCD performansının bir göstergesi olarak değerlendiriliyor ve [1, 2] bunun için ilgili kriterler tanımlanmış bulunuyor. Ancak LCD düzeyi, sadece kontrast farkı ile ilişkili olarak görüntü parazitlerine değil, aynı zamanda lezyon ve onu çevreleyen dokunun ebat ve şekline de bağlı oluyor. Günlük uygulamalarda önemli olan unsur, değerlendirmeyi yapan kişinin görüntüde neler gördüğünü teşhis, radyologun tanımlayabildiklerine bağlı oluyor. Görüntü paraziti çok fazla ise düşük kontrastlı obje veya lezyonlar, söz konusu parazitin altında kayboluyor. Deneyimli radyologlar, parazitli görüntüleri deneyimsiz olanlara kıyasla daha iyi değerlendirebiliyor. Bu nedenle, görüntü parazitinin düzeyine ilave olarak radyologun tecrübesi de LCD düzeyini etkiliyor [3]. Ancak radyolog tecrübesi, LCD düzeyini etkileyen birçok parametreden sadece biri (Tablo 1). Bir CT tarayıcısının

LCD performansını gerçek ve doğru bir şekilde değerlendirebilmek için, tarayıcı ile birlikte LCD düzeyini etkileyen tüm parametrelerin sabit tutulması gerekiyor. Bu da, yapılması mümkün olsa bile gerçekten çok zorlu bir iş.

LCD spesifikasyonuna yönelik çeşitli yaklaşımlar

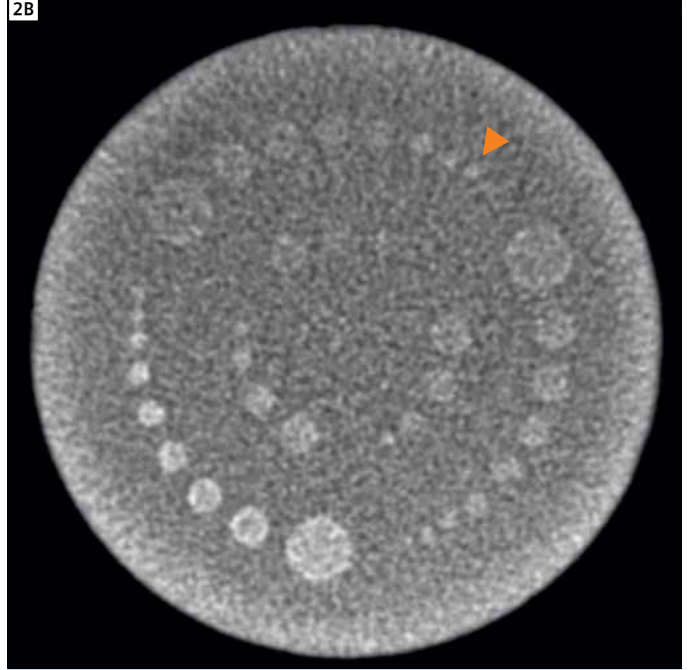
LCD düzeyini değerlendirmek için iyi tanımlanmış objektif bir yöntemin olmamasının nedeni, farklı üretici firmaların ürettikleri sistemlerin LCD performansını belirlemek için farklı yöntemler kullanmaları. Bu yaklaşımları, üç ana kategoride özetleyebiliriz:

- Muhafazakar yaklaşım
- İyimser yaklaşım
- Hileli yaklaşım

LCD ölçümü, bir gözlemci tarafından "görülen" belirli bir objenin tanımlanması anlamına geliyor. Yukarıda açıklandığı üzere, bu ölçüm istatistiki bir süreç. Özellikle tespit edilebilirlik sınırları zorlandığında otomatik olarak şu sonuç ortaya çıkıyor: Her radyolog her



2A SOMATOM® Definition AS+ sisteminde (11,0 mGy'lik CTDIvol dozunda) standart vücut taraması protokolü ile taranmış ve 10 mm'lik kesit genişliği ile yeniden yapılandırılmış CATPHAN® fantomunun LC modülü. Radyologların %50'si, veri setlerinin %50'sinden fazlasında 5 mm'lik 3 HU'luk modülü (turuncu ok) tespit edebildi. Siemens bu nedenle, SOMATOM Definition AS+ sistemi için LCD değerini, 11,0 mGy dozunda 5 mm 3 HU olarak belirliyor.



2B SOMATOM® Definition AS+ sisteminde (17,0 mGy'lik CTDIvol dozunda) standart vücut taraması protokolü ile taranmış ve 10 mm'lik kesit genişliği ile yeniden yapılandırılmış CATPHAN® fantomunun LC modülü. Bu görüntüde, parazit miktarının azaldığı açıkça belli oluyor. Radyologların %50'si, veri setlerinin %50'sinden fazlasında 3 mm'lik 3 HU'luk modülü (ok ucu) tespit edebildi.

görüntüdeki lezyonu tespit edemeyebiliyor. Aynı tarayıcı ve aynı tarama parametreleri ile elde edilmiş, ancak aynı radyologun bir taramada modülü görürken diğerinde göremediği görüntüler de söz konusu olabiliyor.

Farklı üretici firmalar, "lezyonların görüntülenmesi" sürecinin nasıl gerçekleştirileceğine dair farklı fikirlere sahip. Siemens son derece muhafazakar bir yaklaşım uyguluyor. Deneyimli 10 radyolog, aynı parametrelerle ölçümlenmiş ve birbirlerinden bağımsız bir şekilde elde edilmiş 10 adet veri setini değerlendiriyor. Belirlenen doz düzeyi için radyologların en az %50'sinin veri setlerinin en az %50'sinde düşük kontrastlı objeyi tespit edebilmeleri gerekiyor. Siemens, LCD değerini belirlemek için ayrıca özel olarak Sistem Kullanıcı Kılavuzu'nda belirtilen standart klinik protokollerini tam anlamıyla tatbik ediyor.

Tabii ki çok iyi tanımlanmış fantomlarda LCD değeri ölçümlendiğinde aynı lezyon modellerinin her zaman aynı lokasyonda bulunduğunu unutmamak

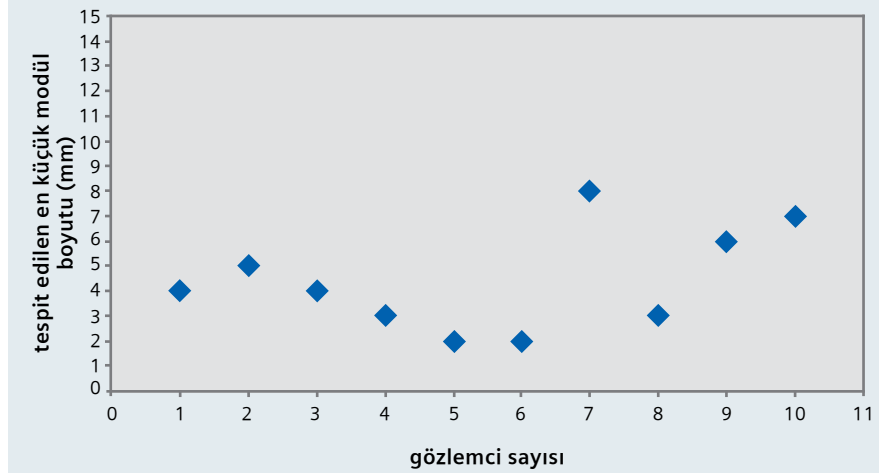
gerekiyor; bu sayede radyologlar, neyi nerede aradıklarını önceden biliyorlar. Bu noktada, taraflılığı ortadan kaldırmak iyi niyetli bir radyolog için bile çok zor. Ölçümlerin değerlendirilme şekli, sonuçları büyük oranda etkileyebiliyor. Siemens'in halihazırda kullandığından daha sıkı kurallar da tatbik edilebiliyor; örneğin, "15 mm'den istenen büyüklüğe kadar inen tüm ardışık modüller, tüm vakalarda tüm radyologlar tarafından tespit edilebilmelidir" şeklinde bir kural uygulanabiliyor. Böyle bir uygulama tek başına, başka herhangi bir parametre değiştirilmeksizin LCD değerlerini tüm tarayıcılar için büyük oranda azaltabiliyor. Diğer taraftan, kuralardan bazılarının gevşetilmesi çok daha yüksek LCD değerlerinin elde edilmesini sağlayabiliyor. Şekil 3'te gösterildiği üzere Siemens, kuralları gevşeterek 11,0 mGy dozunda, 2 mm'lik ve 3 HU'luk bir LCD değeri elde edebiliyor; bu durumda, en az bir gözlemcinin başka herhangi bir parametreyi değiştirmeksizin modülü tespit etmesi gerekiyor.

İyimser yaklaşım, en azından değerlendirme yönteminin bilgilendirme dokümanlarında belirtilmesiyle doğrulanabilir olsa da LCD değerlendirme sürecinin bir adım ileriye taşınması, yani "optimizasyonu", bir tür hileli yaklaşıma dönüşüyor. Görüntü çekim protokolleri ve rekonstrüksiyon parametrelerinde her zaman LCD değerlerinin gözle görülür şekilde düzelmesini sağlayacak şekilde oynamalar yapılabiliyor, ancak bu durumda ortaya klinik açıdan tamamen değersiz bir sonuç çıkıyor. Bu oynamalara bir örnek, rutin klinik uygulamalarda asla kullanılmayan ve son derece düşük radyasyon dozlarında iyi LCD değerleri üretmek üzere tasarlanmış tarama protokolleri kullanmak. Bu hile, sadece mevcut CTDIvol ve LCD test fantomlarında iyi LCD değerleri üretmek amacıyla uyarlanmış özel X-ray filtreleri veya kolimatörler kullanılarak gerçekleştirilebiliyor. Diğer bir hile de bu özel iş için optimize edilmiş, ancak klinik ortamlarda asla kullanılmamış özel rekonstrüksiyon çekirdekleri tasarlamak.

Sonuç olarak şunu unutmamak gerekir ki LCD ölçüm sürecini optimize etmek için kullanılan tüm hileler, sadece tanımlanmış fantomlarda işe yarıyor; bu çalışmalardan elde edilen sonuçlar gerçek hastaların bakımında herhangi bir anlam ifade etmiyor.

Şeytan ayrıntıda gizlidir

Bilgilendirme dokümanlarında genelde, sadece LCD düzeyini gösteren bazı değerler bulunuyor, bu değerlerin tam olarak nasıl elde edildiği açıklanmıyor. Bu makale, LCD'nin ne olduğunu, nasıl ölçümlendiğini ve LCD ölçüm yönteminin potansiyel açıklarını ve karşı karşıya olduğu kısıtlamaları açıklamayı amaçlıyor. Belirli bir güvenilirlik düzeyinde, istatistiki açıdan objektif bilgiler elde etmenin zorluğu karşısında LCD düzeylerini belirlemenin genel kabul görmüş ve iyi tanımlanmış bir yöntemi olmadığını unutmamak gerekiyor. LCD düzeyini etkileyen birçok parametre bulunuyor ve bunların tamamı CT sistemleri ile ilgili değil. Parametreler sabit tutulmadığında CT sistemlerinin performansını bu değerleri baz alarak kıyaslamak hatalı olacaktır. Sözün kısası, üretici firma, bilgilendirme dokümanında belirttiği LCD düzeylerinin tam olarak nasıl tespit edildiğini açıklamadığı ve CT kullanıcıları doğru soruları sormadıkları sürece bu teknik değerler herhangi bir anlam



3 SOMATOM Definition AS ile yapılan taramadan (standart vücut tarama protokolü, 120 kV, 11,0 mGy) elde edilen verilere göre, 3 HU yoğunlukta, 200 mm'lik CATPHAN® fantomda deneyimli 10 farklı radyolog tarafından tespit edilen minimum düşük kontrastlı modülün ebatları. Deneyimli kullanıcılar arasında dahi, tarafsızlıklarını ne derecede ortadan kaldırdıklarına bağlı olarak büyük farklar söz konusu oluyor, çünkü tüm radyologlar modüllerin nerede olduğunu önceden biliyor. İki radyolog 2 mm'lik modülü, bir radyolog ise 8 mm'lik modülü tespit edebildi.

ifade etmiyor. Uygulamada kullanılan yöntemlerden bazılarını birer standart haline getirmek için halihazırda ulusal ve uluslararası düzeyde çalışmalar yapılıyor. Kabul görebilir yaklaşımlardan biri, yukarıda açıklanan belirsizliği en azından denklem düzeyinde ortadan kaldırmak amacıyla gözlemcinin matematiksel bir model temelinde yapacağı çalışmaları [4] kullanarak değerlendirme sürecini standartlaştırmak.

Referanslar

1. ICRU Report 54: 1995, Medical Imaging-The Assessment of Image Quality (7910 Woodmont Ave., Bethesda, Maryland USA 20814)
2. ASTM E 1695-95: 1995, American Society for Testing and Materials ASTM
3. Thilander-Klang A, et al. Evaluation of subjective assessment of the low-contrast visibility in constancy control of computed tomography. Radiat Prot Dosimetry. 2010 Apr-May; 139(1-3): 449-54.
4. Hernandez-Giron I, et al. Automated assessment of low contrast sensitivity for CT systems using a model observer. Med Phys. 2011 May;38 Suppl 1:S25.

Tablo 2: Farklı modül boyutları için LCD

	SOMATOM Definition Flash	SOMATOM Definition AS	SOMATOM Perspective	SOMATOM Emotion	SOMATOM Spirit
5 mm, 3 HU	11,0 mGy	10,7 mGy	11,2 mGy	11,8 mGy	11,9 mGy
4 mm, 3 HU	13,3 mGy	13,8 mGy	14,1 mGy	14,3 mGy	14,5 mGy
3 mm, 3 HU	16,2 mGy	16,8 mGy	17,1 mGy	17,5 mGy	17,9 mGy
2 mm, 3 HU	23,6 mGy	24,4 mGy	25,2 mGy	25,3 mGy	25,0 mGy

Siemens tarafından yayınlanan birçok bilgilendirme dokümanında, sadece 200 mm'lik CATPHAN® fantomun 5 mm'lik 3 HU modülüne ait LCD değerleri veriliyor. Bu tabii ki daha küçük modüllerin tespit edilemeyeceği anlamına gelmiyor. Bu tabloda, daha küçük modüllerin Siemens'in beş farklı sistem için geliştirdiği muhafazakar kurallar temelinde kabaca hangi doz düzeylerinde tespit edilebileceği gösteriliyor.*

Bilgisayarlı tomografide görüntü kalitesi 2

Stefan Ulzheimer, PhD, Bilgisayarlı Tomografi Bilimsel Pazarlama Ekibi Yöneticisi ve SOMATOM Sessions Başeditörü, Siemens Sağlık Hizmetleri, Forchheim, Almanya

Yazının birinci bölümünde düşük kontrast tespit edilebilirliğini (Low Contrast Detectability-LCD) ele aldıktan sonra, şimdi de görüntüleme sistemlerinin diğer bir kilit parametresi olan uzaysal çözünürlüğü tartışmaya açmak istiyoruz. Yüksek teknoloji bir bilgisayarlı tomografi (CT) cihazının uzaysal çözünürlüğünü basit bir dijital kameranın uzaysal çözünürlüğüne benzetebiliriz.

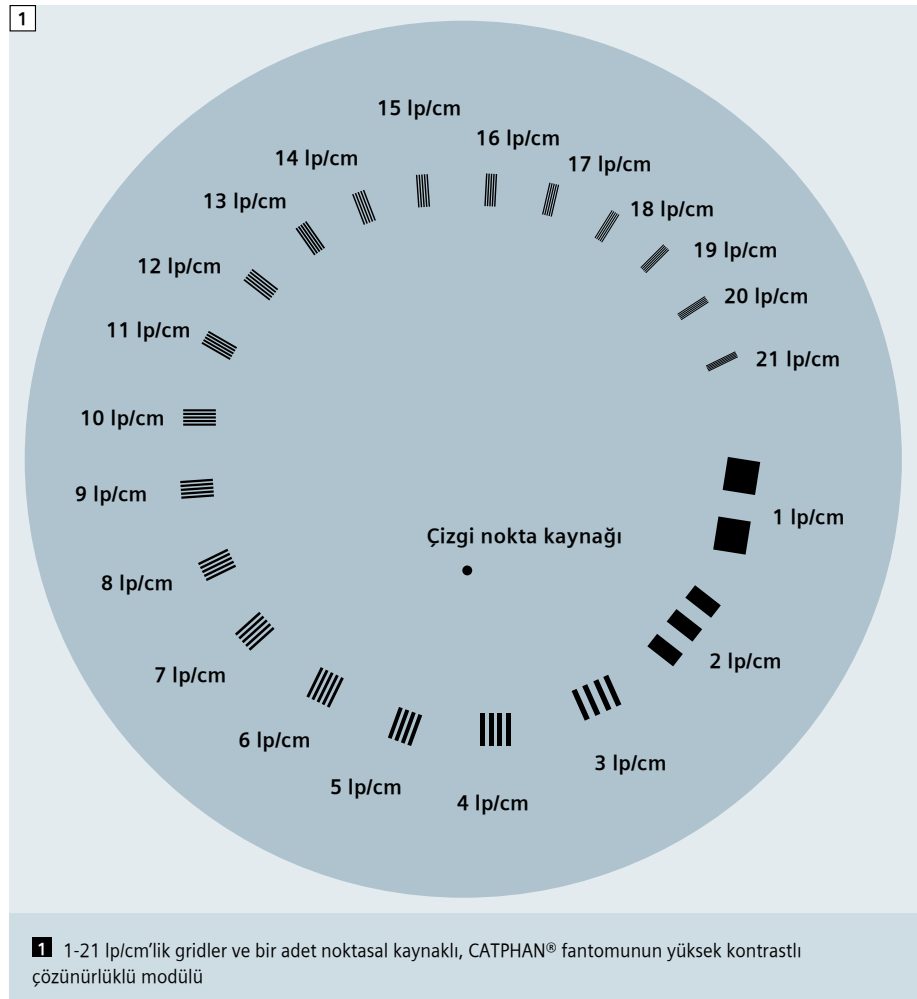
CT tekniğinin 3 boyutlu (3D) bir görüntüleme yöntemi olduğu gerçeği temelinde uzaysal çözünürlüğün 3D ortamlarda da değerlendirilmesi gerekiyor. Bu değerlendirme, geleneksel olarak x/y yönünde (X-ray tüpü ile dedektörün yerleştirildiği düzlem boyunca) ve z yönünde (hastanın boy eksenı boyunca) ayrı ayrı yapılıyor. Bu nedenle, uzaysal çözünürlüğün iki farklı çözünürlükten oluştuğunu söyleyebiliriz: düzlem içi (x/y yönü) çözünürlük ve çapraz düzlemsel (z yönü) çözünürlük.

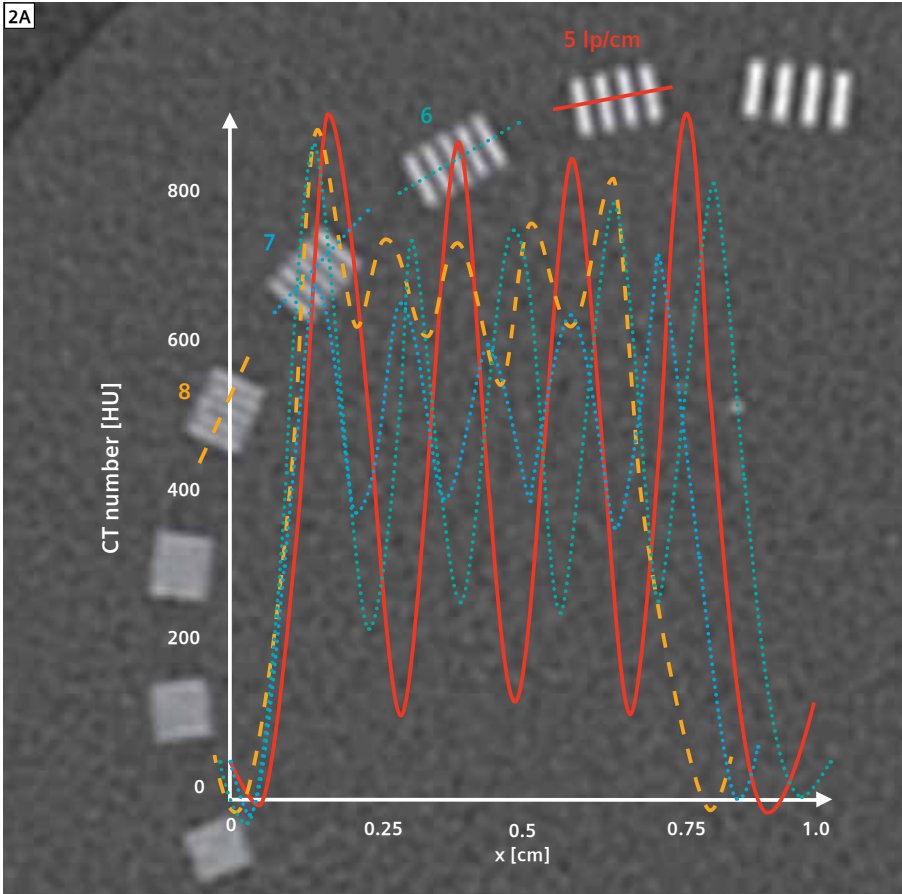
Düzlem içi çözünürlük

Düzlem içi çözünürlük, sezgisel veya objektif bilimsel yöntemler kullanılarak değerlendirilebiliyor. Sezgisel bir yaklaşımla başlayalım: Farklı ebatlardaki fiziksel gridler, görüntüleme sistemi tarafından nasıl görüntüleniyor? Bu yaklaşıma göre, yüksek kontrastlı çözünürlüklü bir CTP 528 modülü ile donatılmış CATPHAN® fantomu, bir CT tarayıcısı ile görüntüleniyor. Bu modül, ayarlı bir genişliğe sahip ve eşit aralıklarla birbirlerinden ayrılmış, yüksek kontrastlı çizgilerden oluşan, çeşitli ebatlarda gridler içeriyor (Şekil 1). Görüntüden ölçülen uzaysal çözünürlük, daha sonra santimetre başına çift çizgi (diğer bir deyişle santimetre başına düşen, görsel olarak analiz edilebilir, maksimum sayıda çizgi ve boşluklar) halinde belirtiliyor. Örneğin hem çizgi kalınlığı hem de çizgiler arası boşluğun 0,5 mm olduğu bir grid, santimetre başına 10 adet çizgi çifti (line pair) içeriyor. Söz konusu grid görüntülediğinde sistemin maksimum görsel çözünürlüğü 10 lp/cm oluyor. Çizgi kalınlığı ve çizgiler arası

boşluk azaltıldığında çizgiler arasındaki kontrast, çizgiler ayırt edilemeyecek azalmaya devam ediyor (Şekil 2A). Bu sezgisel yöntem geniş çaplı kabul görmüş olsa da yüksek kontrastlı çözünürlüğü tarif etmek için çok daha bilimsel bir yaklaşım

bulunuyor: modülasyon transfer fonksiyonu (MTF). MTF, kontrast düzeyinin çizgi modellerinin frekansına göre grafiğini çıkararak çizgi modellerinin frekansı arttıkça çizgiler arasındaki kontrastın azaldığını gösteriyor (Şekil 2B). MTF,





2A B50 çekirdeği ile yeniden yapılandırılmış görüntü: Burada, her bir gride çizgiler arasındaki kontrast, çizgiler ayırt edilemeyece kadar azalıyor. Bu durum, çizgilerin ortasından çizilecek bir hat boyunca yer alan CT değerlerinin grafiği çıkarılmak suretiyle niceliksel olarak değerlendirilebiliyor. Bulanık göründükleri için çizgilerin dikdörtgensel şekilleri, bulanık bir kenar olarak resmediliyor. Burada, 5 lp/cm'lik grid için aşağı yukarı %80 (kırmızı çizgi); 8 lp/cm'lik grid için geriye sadece %15'lik bir kontrast kalıyor.

matematiksel olarak ise bir sistemin nokta dağılım fonksiyonunun (PSF) Fourier dönüşümü olarak tanımlanıyor. PSF, bir noktanın bir sistem tarafından nasıl resmedildiğini gösteriyor. Açıkça söylemek gerekirse, bir noktayı gerçek bir nokta gibi resmedebilecek ideal bir sistem bulunmuyor. Her bir görüntüleme sistemi, söz konusu noktayı biraz bulanık bir nokta veya tamamen bozuk bir yapı olarak gösteriyor. MTF yaklaşımı, bir ölçüm yöntemi olarak da kullanılabilir. Örneğin, yapılan bir çalışmada, yeterince ince olan, ancak yine de bir nokta olarak değerlendirilmek için gerekli miktarda yüksek kontrasta sahip bir tel vardı. Elde edilen PSF'nin Fourier dönüşümü sonucunda MTF elde edildi. CT tekniğinde ise MTF, değiştirilemez birçok faktör ile birlikte kullanıcı tarafından değiştirilebilir bazı faktörlere dayanıyor.

Diğer üreticilere ait sistemlerin özelliklerinin değerlendirilmesi

Pratikte, üretici firmaların bilgilendirme dokümanlarında çok az sayıda parametre

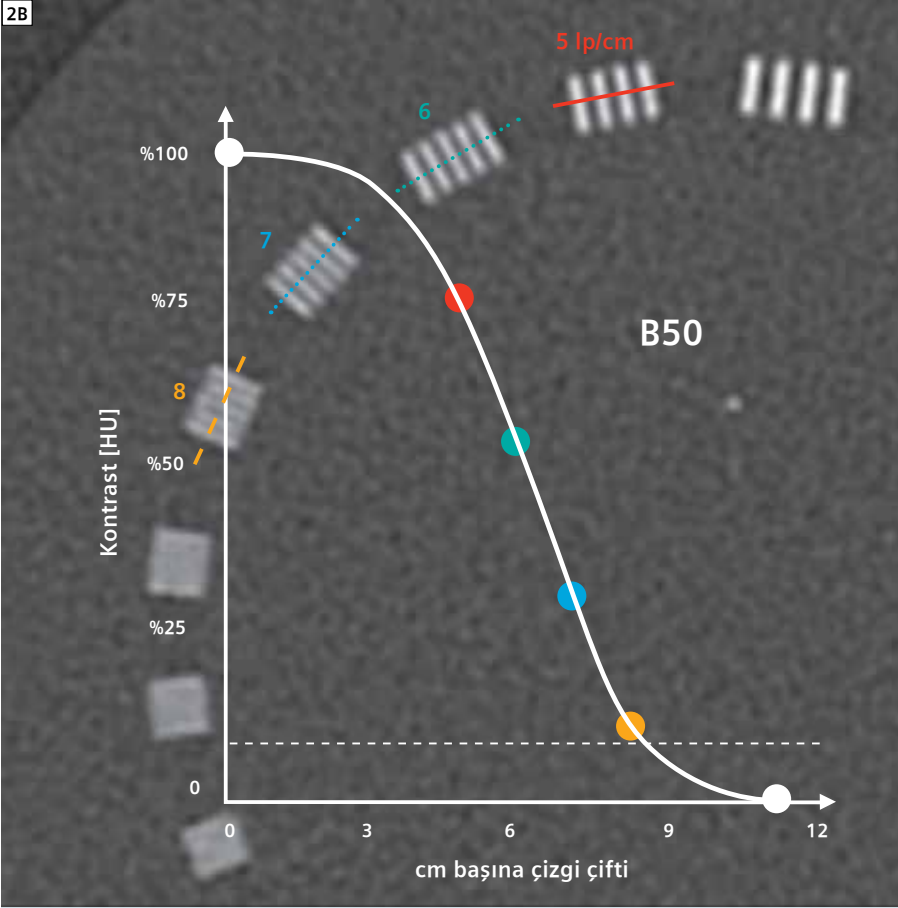
veriliyor; bu nedenle bu parametrelerin doğru bir şekilde yorumlanması önem taşıyor. Genelde, yüksek çözünürlüklü özel tarama konumlarında elde edilmiş birkaç adet MTF veri noktası belirtiliyor. Şu şekilde ifade edilmiş yüksek kontrast özelliği daha uygun olabilir: %10'luk MTF değerinde 5,9 lp/cm (standart vücut tarama konumunda). Bu, 5,9 lp/cm frekansına sahip yapıların standart vücut tarama konumunda, görüntülerde %10'luk bir kontrast düzeyiyle resmedileceği anlamına geliyor. Uygulamada hâlâ görülebilir durumda olan kontrast farkları da görüntülerdeki parazit düzeyine bağlı oluyor. Tipik klinik durumlarda, %5-10'un altındaki kontrast farkları, artık çıplak göz ile tespit edilemiyor [1]. Bu nedenle, klinik açıdan değerli teknik özellikler arasında %5-10'luk MTF seviyesindeki frekans değeri ile birlikte kesin tarama ve rekonstrüksiyon parametrelerinin de belirtilmesi gerekiyor. Sezgisel olarak uzaysal çözünürlük, görüntülenebilir en küçük ögenin ebatlarına bağlı. Ancak, lp/cm şeklinde ifade edilen değeri ölçmek için kullanılan yöntem, her türlü ebattaki

öğeye doğrudan uyarlanabiliyor çünkü bir çift çizgi, eşit boyutlarda iki yapıdan oluşuyor. Çizgi modellerinin frekansı (f), söz konusu çizgiler temel alınarak hesaplanabiliyor ($f = 1/(2d)$). Bu denklem yeniden düzenlendiğinde minimum öğe büyüklüğünün (d), frekans değerinden yola çıkılarak hesaplanabildiği ($d = 1/(2f)$) görülüyor. Yukarıda belirtilen örnekte, görüntü içinde %10 kontrastlı 5,9 lp/cm'lik bir frekans, kabaca 0,85 mm ($d = 1/(2 \times 5,9 \text{ cm}^{-1}) = 0,085 \text{ cm} = 0,85 \text{ mm}$) minimum ebattaki bir yapının gönül rahatlığıyla analiz edilebileceği anlamına geliyor. Bazen, MTF değerinin 0'a düştüğü kesme frekansında olduğu gibi diğer noktalar da görüntüde resmedilmiyor. Ancak bu veri noktalarının klinik açıdan herhangi bir değeri olmuyor. İşte bu nedenle, analiz edilebilir bir objenin mm cinsinden ifadesinin daima görsel bir yöntem kullanılarak teyit edilmesi veya söz konusu ögenin görüntü içinde gerçekten görülebilmesi koşuluyla, MTF değerinin %5-10'una tekabül etmesi gerekiyor.

Çapraz düzlemsel çözünürlük

Çok kesitli tarayıcıların ortaya çıkmasını takiben artık izotropik veri setlerini elde etmek mümkün olduğu için genelde yukarıda bahsedilen ilkelerin aynıları z yönü için de geçerli oluyor. Eskiden, z yönündeki çözünürlük x/y düzleminin çözünürlüğünden çok daha düşüktü, bu nedenle de ayrı ayrı elde edilen görüntü kesitlerinin görünümü bugünkünden çok daha belirgindi. Dolayısıyla z yönündeki kesit kalınlığı, uzaysal çözünürlüğü tanımlamada hâlâ en geniş yaygın parametre olarak elde alınıyor. Yine de z yönündeki uzaysal çözünürlüğü veya kesit kalınlığını ölçmek için çeşitli yol ve yöntemler bulunuyor. Basit yöntemlerden biri, düzlem içi çözünürlüğü

28



28 Kontrastın çözünürlüğe olan grafiğini çizmek, B50 çekirdeği ve bu tarama modu için MTF'yi ortaya çıkarıyor. MTF, bu çekirdek ile birlikte bu özel tarama konumunun yüksek kontrastlı çözünürlüğünü tam olarak karakterize ediyor.

değerlendirmek için kullanılan gridlerin aynılarını alıp bunları 90° eğmek. Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (IEC) tarafından tavsiye edilen yöntem dexveya y eksenine paralel, ancak x/y düzlemine doğru eğilmiş tel veya şerit rampalar kullanmak [4]. Temel trigonometri kuralları gereği, kesit genişliği tek bir görüntü içerisinde resmedilen tel veya şeridin uzunluğu baz alınarak belirlenebiliyor. Tel veya şeridin kendi kalınlığı ve tel veya şeridin görülebilir uzunluğunu etkileyen düzlem için rekonstrüksiyon özellikleri (örnek: çekirdek) için düzeltme yapmak gerekebiliyor. Kesit kalınlığını belirlemenin en iyi yolu, z yönündeki gerçek PSF değerini yeniden ölçmek. CT taramada bu yöntem, genelde Kesit Duyarlılık Profili (SSP) adıyla biliniyor. Bu yöntemde standart olarak ince altın bir disk z yönünde hareket ettiriliyor ve diskin nispi kontrastının z-konumuna göre grafiği çıkarılıyor (Şekil 3). Kesit profili,

bir dilim ekmek gibi dikdörtgensel bir şekle sahiptir. Ancak CT tekniğinde SSP, tarama konumuna bağlı olarak ideal şeklinden farklılık gösterebiliyor. Sıralı taramada bu şekil, CT tarayıcısının geometrik özellikleri nedeniyle ikizkenar bir yamuk; spiral CT tekniğinde ise profil, zil şeklinde oluyor. İnce altın disk kesitin içine doğru yavaşça hareket ettirildiğinde hemen tam kontrastlı bir şekilde görünmüyor; kontrast düzeyi, kesitin orta kısmında maksimum değerine ulaşana dek yavaşça artıyor. Kesit kalınlığı, artık SSP'nin yarı maksimumda tam genişlik (FWHM) değeri olarak ifade ediliyor [4]. FWHM, kontrast düzeyinin %50 oranında düştüğü andaki kesit profili genişliği olarak tanımlanıyor. SSP'nin şekli, dikdörtgen görünümünden büyük çaplı bir sapma gösterirse çözünürlük, üst üste yerleştirilmiş görüntü kesitlerinin rekonstrüksiyonu ile artırılabilir. Standart olarak nominal kesit başına düşen, üst üste

yerleştirilmiş 2-3 adet kesit, çözünürlük ve ek veriler elde etme hedefi arasındaki en iyi dengeyi sunuyor [1]. Bu yöntem kullanılarak, örneğin nominal olarak 0,5 mm kalınlığındaki kesitlerden 0,3 mm'lik bir görsel çözünürlük elde edilebiliyor.

Uzaysal çözünürlüğün optimizasyonunu sağlayan Siemens teknolojileri

Uzaysal çözünürlük, büyük oranda, elde edilen verilerin örneklenmesine dayanıyor. Siemens'in CT tarayıcılarında yüksek hızda çeşitli örnekleme teknikleri kullanılıyor. Yüksek hızda örnekleme, ekranda görülen objelerin kenarlarındaki bozulmaları önüyor, çözünürlüğü artırıyor ve görüntü parazitlerini azaltıyor. Düzlem içi görüntülemeye, X-ray tüpünün fokal tarayıcı beneği (diğer bir deyişle, aynı projeksiyon açısı için birbirlerinden dedektör genişliğinin yarısı mesafesinde ayrılmış iki fokal nokta) kullanılıyor. Bu durum, her bir projeksiyonda radyasyon dozunun sadece yarısı kullanıldığı için radyasyon dozunda herhangi bir artışa neden olmadan aynı düzlemdeki veri noktalarının sayısını ikiye katlıyor. Ayrıca, karşıt projeksiyonların çok az da olsa farklı veri noktaları üretebilmeleri için dedektör kanalları bir tam dönüş içerisinde dedektör genişliğinin dörtte biri kadar kayıyor. Bu teknik, görüntü rekonstrüksiyonunda kullanılan projeksiyon adedini iki katına çıkarıyor. Siemens tarafından geliştirilen STRATON® X-ray tüpü içinde de z yönünde fokal bir tarayıcı benek kullanılıyor [2]. Siemens, STRATON® X-ray tüpüne özgü z-Sharp özelliğini geliştirdi. Bu özellik, tüm tarama hızlarında spiral pitch'ten bağımsız olarak en yüksek çözünürlüğü sunuyor. Diğer üretici firmaların geliştirdikleri sistemlerin birçoğu hâlâ ya yüksek tarama hızı ya da yüksek görüntü kalitesi sunan özel pitch değerlerine bağımlı durumda bulunuyor. X-ray tüpünün küçük ancak stabil fokal noktası da hem düzlem içi hem de z yönünde optimum düzeyde uzaysal çözünürlük elde etmek açısından önemli bir faktör. Siemens tarafından geliştirilen STRATON tüpü, iç kulak taramaları gibi ultra yüksek çözünürlüklü uygulamalar için 0,7x0,7 mm'lik, standart uygulamalar için ise 0,9x1,1 mm'lik fokal bir tarama beneği sunuyor. Geleneksel dedektörlerin

kullanıldığı sistemlere kıyasla Siemens'in Stellar Dedektörü, görüntü kesitlerinin 0,5 mm'lik gerçek etkin kesit genişliği ile yeniden yapılandırılmasını sağlıyor. Bu dedektörün, azalan görüntü parazitleri sayesinde artan uzaysal çözünürlüğe bağlı olarak stenoz derecelendirmesi sürecini belirgin bir şekilde geliştirdiği kanıtlanmış bulunuyor [3]. Diğer üretici firmalar, IEC tarafından tavsiye edilen tolerans değerlerinde ince ayar yaparak sistemlerinin aynı kesit kalınlığını sunduğunu belirtebilirler. IEC, kalınlığı 1 mm'den az olan belirli bir kesit genişliğinde 0,5 mm'ye varan sapmaların makul olduğunu ifade ediyor [4]. Bu durum, kullanıcıların, örneğin 0,8 mm genişliğindeki bir kesitin aslında 0,5 mm kalınlığında olduğu şeklinde yanlış bir düşünceye kapılmalarına (kullanıcı arabiriminde 0,5 mm değerini belirlemek suretiyle) neden olabiliyor (Şekil 3). Ancak dedektör genişliğinin tek başına uzaysal çözünürlüğü belirlemediğini unutmamak gerekiyor. Dedektör öğeleri 0,5 mm'lik genişliğe sahip olsalar bile maksimum uzaysal çözünürlüğün elde edilmesinde birçok unsur etkili olduğu için aynı durum, yeniden yapılandırılan kesitler için geçerli olmayabiliyor. Yüksek radyasyon dozu uygulamak karşılığında

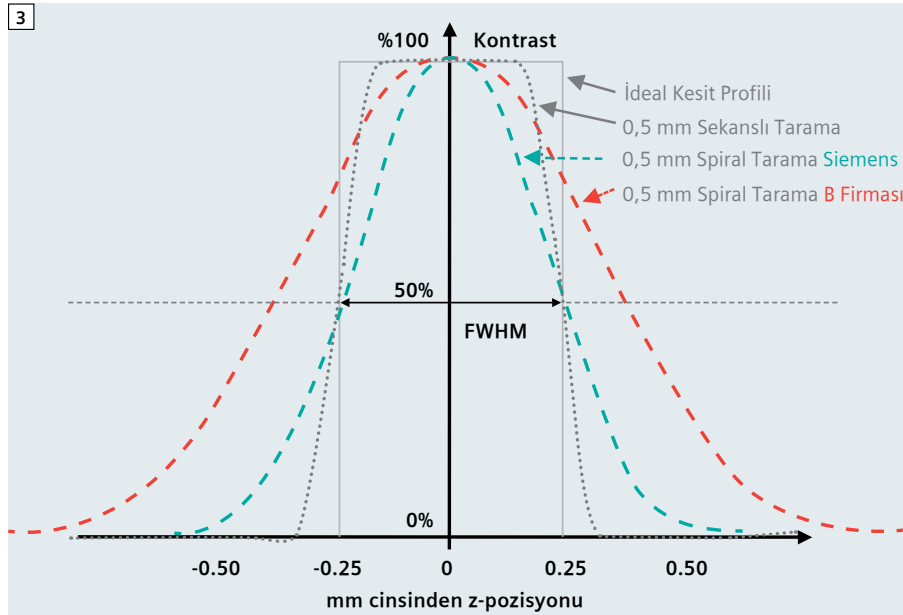
uzaysal çözünürlüğü artırmanın diğer bir yolu da özel gridler kullanmak. Siemens Definition Sınıfı Ultra Yüksek Çözünürlüklü (UHR) ürün ailesinde yer alan son teknoloji tüm tarayıcılarda, hem düzlem içi hem de z yönünde kullanılan gridler bulunuyor. Bu gridler, dedektör öğeleri arasındaki mesafeleri her iki düzlemde %50 oranında azaltmak amacıyla dedektörün önüne doğru hareket ettirilebiliyor. Bu seçenek, genelde iç kulak veya kemik taramalarında kullanılıyor. Siemens'in özel sintilatör malzemesi Ultra Fast Ceramics (UFC™), yüksek uzaysal çözünürlüğün kilit parametreleri olan yüksek X-ray emilimi, kısa radyoaktif bozunma süreleri ve radyasyon tatbiki sonrası son derece düşük düzeyde ışıma gibi avantajlar sunuyor. Uzaysal çözünürlük için önemli sintilatör malzemelerinin seçiminde belirleyici unsurlar, radyoaktif bozunma süresi ile radyasyon tatbiki sonrası ışıma düzeyi. Her iki unsur da X-ray ışınları kapatıldıktan sonra sintilatörün ışık çıkışını ifade ediyor. UFC, başta projeksiyon uzunluğu olmak üzere diğer tüm sistem parametreleri açısından optimize edilmiş radyoaktif bozunma özelliklerine sahip bulunuyor. İstikrarlı bir şekilde 2,5 mikrosaniyelik bir bozunma süresi sunan

UFC'nin ışıma düzeyi, radyasyon tatbikinden 1 milisaniye sonra 10-4, 10 milisaniye sonra 10-5 değerinin altında oluyor. Diğer üretici firmalar günümüzde hâlâ ışıma düzeltme mekanizmaları kullanıyor [5] çünkü uzun bozunma süresi ve radyasyon tatbiki sonrası yüksek ışıma düzeyi, projeksiyonlar arasındaki bulanıklıklar nedeniyle uzaysal çözünürlüğü bozma potansiyeline sahip oluyor. Yine de bir projeksiyonun elde edilme hızından çok daha yüksek olması durumunda, belirli bazı limitleri aşan sintilatör hızlarına ulaşmak anlamlı olmuyor.

Optimum uzaysal çözünürlüklü, dengeli bir sistem için önemli diğer faktörler, dönüş başına düşen projeksiyon adedi ve diğer tüm parametreleri dikkate alan optimize edilmiş bir tarayıcısı geometrisidir. Bunun yanı sıra tabii ki tüm klinik zorluklara yanıt verebilen çok çeşitli optimum rekonstrüksiyon (görüntü yeniden yapılandırma) çekirdekleri de son derece önemli. Başlangıçta bahsettiğimiz dijital kameraya geri dönecek olursak, bugün itibarıyla şunu çok iyi biliyoruz ki megapiksel sayısı, bir dijital kameranın performansını tanımlamak için yeterli bir kriter değil. Megapikselden çok daha önemlisi, kameranın uyumlu komponentlerden oluşan, çok yönlü görüntü işleme kapasitesine sahip, yüksek kaliteli ve dengeli bir sistem olması. Aynı durum, basit bir dijital kameranın fiyatının 10.000 katı civarında olan bir CT tarayıcısı için de geçerli.

Referanslar

- Willi A. Kalender. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, Publicis Publishing (2011)
- Flohr TG, Stierstorfer K, Ulzheimer S, Bruder H, Primak AN, McCollough CH. Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. Med Phys. 2005 Aug;32(8):2536-47.
- Morsbach F et al. Stenosis quantification in coronary CT angiography: impact of an integrated circuit detector with iterative reconstruction. Invest Radiol. 2013 Jan;48(1):32-40.
- IEC 61223-3-5, Ed.1 (2004-08) Evaluation and routine testing in medical imaging departments-Part 3-5: Acceptance tests-Imaging performance of computed tomography X-ray equipment
- Hsieh J, Gurmen OE, King KF. Investigation of a solid-state detector for advanced computed tomography. IEEE Trans Med Imaging. 2000 Sep;19(9):930-40.



3 0,5 mm'lik kesitlerle yapılan sıralı ve spiral taramalar için geliştirilen Kesit Duyarlılık Profilleri, ideal dikdörtgensel kesit profili ile kıyaslandı. IEC'nin bildirdiği tolerans değerleri, Stellar Dedektörlü Siemens sistemlerinde geçerli olan 0,5 mm'lik FWHM (Yarı maksimumda tam genişlik) değerinden çok daha geniş kesitlere izin veriyor.

“Siemens’in cihazlarında kullanmış olduğu sekansların gelişimine, yaptığımız araştırmalarla katkıda bulunuyoruz”

Prof. Dr. Mecit Kantarcı, Erzurum Atatürk Üniversitesi Pediatrik Radyoloji Bilim Dalı Başkanı

“Yalnızca Erzurum’da yaşayan yaklaşık 400 bin kişiye değil, çevredeki 13 ilden gelen 4 milyonluk bir nüfusa hizmet veriyoruz. Siemens cihazlarıyla elde ettiğimiz yüksek kalitede görüntüler, uygulanan tedavilerin ve yapılan ameliyatların sorunsuz geçmesinde oldukça yardımcı oluyor.”

Erzurum Atatürk Üniversitesi Pediatrik Radyoloji Bilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Mecit Kantarcı, genç yaşında ulaştığı yüksek kariyer seviyesini uluslararası başarılarıyla taçlandıran bir isim. Türkiye’nin radyoloji alanında en çok makale yazan isimlerinden biri olan Kantarcı ile Atatürk Üniversitesi’nde yürütülen çalışmaları ve Türkiye’nin radyoloji alanındaki durumunu konuştuk.

Atatürk Üniversitesi ve Tıp Fakültesi hakkında bilgi verir misiniz?

Atatürk Üniversitesi, Türkiye’nin en köklü üniversitelerinden biri. Kuruluşu 1957 yılına dayanıyor. Tıp Fakültesi ise üniversitenin kuruluşundan yalnızca beş yıl sonra, 1962’de çalışmalarına başladı. O tarihte Hacettepe Tıp ve Sağlık Bilimleri Fakültesi’nden Prof. Dr. İhsan Doğramacı ve Prof. Dr. Eyüp Hızalan’ın katkılarıyla kurulan fakültenin ilk öğrencileri, temel tıp bilimleri eğitimlerini 1964’te Hacettepe üniversitesinde aldı. 160 öğrencilik kontenjana sahip fakültemizde, 2012 yılı itibarıyla 41 anabilim dalında 215 öğretim üyesi bulunuyor. 1970 yılından bu yana fakültemizden mezun olan hekim sayısı ise 4200’ün üzerinde.

Fakültemizde, üniversitemiz bünyesindeki öğrencilerin haricinde, 2003-2004 eğitim yılından bu yana Kars’ta bulunan Kafkas Üniversitesi’nin ve Erzurum Atatürk Üniversitesi’nin öğrencilerine de eğitim veriliyor. Temel, Dâhili ve Cerrahi Tıp Bilimleri olarak üç bölüm altında çalışmalarını sürdüren

fakültemizde 2011-2012 eğitim döneminde 1279 lisans, 314 tıpta uzmanlık ve 9 doktora öğrencisi olmak üzere toplam 1602 öğrenci eğitim görüyor. Fakültemiz bünyesinde ayrıca 1450 yataklı Araştırma Hastanesi ve Uygulama Merkezi’imiz bulunuyor.

Üniversitenizde radyoloji alanında yapılan çalışmalardan söz edebilir misiniz?

Radyoloji bölümümüzde 5 profesör ve 5 yardımcı doçent olmak üzere 10 öğretim üyesi bulunuyor. İki 1,5 Tesla, diğeri 3 Tesla olmak üzere üç MR cihazımız, üç adet



de tomografi cihazımız var. Siemens'in en son geliştirdiği ürünlerden birisi olan 256 kesitli Flash Definition isimli bilgisayarlı tomografi sık kullandığımız cihazlar arasında yer alıyor. Bu cihaz sayesinde bir kalp atımında görüntü alabilme olanağına sahibiz, yani sadece 1 saniye içinde tüm kalbi değerlendirebiliyoruz. Ayrıca bu cihaz Dual Energy ve abdomen Perfüzyon BT görüntüleme gibi işlemler yapabilmemizi de mümkün kılıyor.

Üniversite hastanemizde bulunan organ nakli merkezimizde karaciğer nakli, böbrek nakli, kemik iliği nakli yapılıyor ve radyoloji bu alanlarda etkin bir rol üstleniyor. Yine hastanemiz bünyesindeki Kalp merkezinde yapılan TAVI (Transvasküler Aortik Valv Implantasyonu) prosedürü, RF ablasyon gibi uygulamalarda kardiyologlar ile yakın işbirliği yapıp işlem öncesi radyolojik destek veriyoruz. Canlıdan karaciğer nakillerinde, radyoloji olarak kritik öneme sahibiz. Operasyonu gerçekleştirecek olan cerrahlara canlı vericinin uygun olup olmadığı bilgisini aktarıyor, operasyon sırasında izlemeleri gereken rotayı belirtiyoruz.

Radyolojide yaygın olarak yaptığımız bir diğer işlem ise koroner BT anjiyografi. Anabilim dalımızda ortalama günlük 20 civarında kardiyak BT anjiyografi çekimi gerçekleştiriliyor, ayrıca yine hemen her gün 1 ya da 2 kardiyak MR yapıyoruz. Bilinen klasik MR uygulamaları pek çok merkezde yapılırken kalp MR'ı çok yaygın yapılmamaktadır. Ünitimizde, 30-60 dakika arasında süreler alan kalp MR'ını, rutin iş akışımız içinde gerçekleştiriyoruz.

Karaciğer naklinde radyolojinin öneminden bahsedebilir misiniz?

Karaciğer nakli iki şekilde gerçekleştirilebilir; kadavradan ya da canlıdan. Kadavradan nakillerde, ameliyat öncesinde radyolojinin çok fazla bir rolü bulunmamakla birlikte, canlı nakillerde adeta başrolü üstleniyoruz. Ameliyat öncesinde vasküler haritanın belirlenerek ameliyatı gerçekleştirecek ekibe aktarılması lazım. Üç vasküler sistemden söz ediyoruz: Hepatik arter, portal ven ve hepatik ven. Bizim rolümüz, nakil öncesinde bu 3 vasküler yapının nakil için uygun olup olmadığını bildirmekle başlıyor. Anatomi atlaslarında normal



diye belirtilen vasküler yapı oranı, gerçek hayatta insanların yaklaşık yüzde 50'sinde buluyor. Bu nedenle, ameliyat öncesinde kişiye özel durumu tespit etmemiz, aksesuar damarların ya da varyasyonların olup olmadığını belirtmemiz, damarın kalibrasyonu hakkında bilgi vermemiz gerekiyor.

Canlı nakillerde bir diğer önemli konuyu ise karaciğerin volümü oluşturuyor. Sonuçta bu ciddi ve büyük ölçekli operasyonda karaciğerin belirli bir kısmını alıp hastaya naklediyorsunuz. Bu ameliyat sonrasında, vericide kalan kısmın ona yeteceğini garanti altına almanız, naklettığınız bölümün ise hastaya yeteceğini tespit etmeniz gerekiyor. Tabii cerrahın, operasyon esnasında hangi hat üzerinde ilerlemesi gerektiğini, nerelere dikkat etmesi gerektiğini bilmesi gerekiyor. Radyoloji olarak bunu en doğru şekilde gösterme görevini üstleniyoruz.

Karaciğer naklinde, Atatürk Üniversitesi'nin ve Türkiye'nin konumundan söz edebilir misiniz?

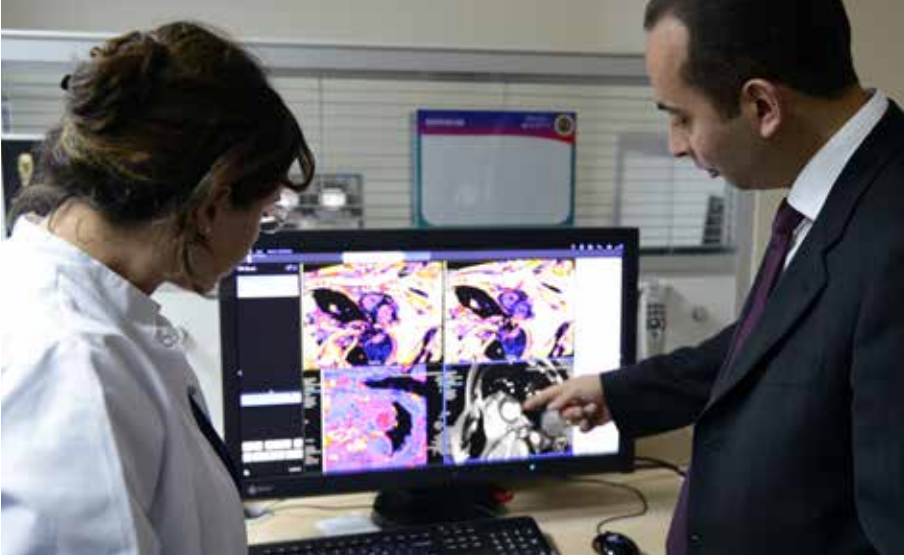
Erzurum'da 2013 yılı başından bu yana gerçekleştirdiğimiz karaciğer nakli sayısı 40'a yaklaştı. Böbrek naklinde ise bu sayı 50'ye ulaşmak üzere. Türkiye'de karaciğer naklinde, üniversite hastaneleri dahil olmak üzere tüm kamu hastanelerinde 2012 verilerine göre ikinci sıradayız, böbrek naklinde ise yedinciyiz. Nakil konusunda Türkiye'de ilk olan (laparoskopik hepatektomi gibi) uygulamalara da imza atan başarılı bir ekibe sahibiz. Canlıdan

karaciğer naklinin dünyada en yaygın yapıldığı ülkeler Çin ve Güney Kore. Bizde ülke olarak bu merkezlerden geri kalmama gayretindeyiz.

Kardiyovasküler görüntüleme alanında yaptığınız çalışmalar hakkındaki detayları paylaşabilir misiniz?

Bu alanda dünyada önemli bir konumdayız. Gerek yapılan işlemler gerekse yayımlanan makaleler açısından üst sıralardayız. Makaleler, sizin bu işleri ne ölçekte yaptığınızı kanıtlama açısından oldukça önem taşıyor. Her makale, o uygulamanın yapıldığını kanıtlayan bir delil niteliği taşıyor.

Kardiyovasküler görüntülemeyi BT ve MR olarak iki ayrı başlık altında ele almak mümkün. Kardiyak BT, genel olarak kalbi besleyen damarların içinde pıhtı olup olmadığını, tıkanıklık yaşanıp yaşanmadığını bize gösterirken, Kardiyak MR ise kas dokusunun ne kadarının zarar gördüğü, bypass yapılmasının uygun olup olmadığı hakkında bilgi almamızı sağlıyor. Ayrıca MR, kalpte demir gibi birtakım metallerin birikmesi gibi durumlarla, bazı kan hastalıklarına dair detayları da öğrenmemize yardımcı oluyor. Aritmik hastalıkların tedavisinde kullanılan RF ablasyon öncesi pulmoner venlerin haritasını çıkartarak kardiyologlarımıza detaylı bilgi veriyoruz. Ayrıca TAVI uygulamalarında aort kapağının kalsifiye olup olmadığı, aortun çapı gibi bilgi ve bazı değerleri paylaşıyoruz. Sonuçta takılacak



olan cihazın, hastanın damar kalınlığı gibi şartlara uygun olması gerekiyor. Bölümümüz, çevre illerle birlikte 4 milyonluk bir nüfusa hizmet vermesiyle yoğun bir hasta trafiğine sahip. Bu açıdan, görüntülemeye aldığımız bilgilerin net ve doğru olmasının yanı sıra hız da bizim için önemli. Siemens Somatom Flash Definition CT cihazı, kardiyovasküler görüntülemeye işlerimizi oldukça kolaylaştırıyor. Cihazın, yalnızca 1 saniyede tek kalp atımı esnasında aldığı görüntüler ile kalp hakkında değerli bilgilere ulaşmanın avantajını yaşıyoruz.

Siemens'le birlikte yürüttüğünüz çalışmalar neler?

BT'de siemens'in sağlamış olduğu tüm opsiyonlara sahibiz. Stellar detektör, özellikle düşük radyasyon dozu sayesinde avantaj sağlıyor. 50 milisivertten 10 milisiverte kadar, 5'te 1 oranında azaltılmış bir radyasyon dozu söz konusu. Bu sayede abdominal perfüzyon görüntülemeyi daha rahat yapabiliyoruz. Ayrıca kan akımının dokudaki seviyesini anlayabiliyor, bunun birtakım hastalıkların göstergesi olarak tanısını koyabiliyoruz. Perfüzyon görüntüleme ile karaciğerin hangi bölgelerinin etkilendiğini tespit ederek cerraha net bir şekilde, adeta nokta atışı yaparak patolojik bölgeyi gösterebiliyoruz. 2012'de bölümümüz ile Siemens arasında Research Center anlaşması imzalandı. Bu sayede henüz piyasaya sürülmemiş birtakım sekansları önceden kullanıp araştırmalar yapabiliyoruz. Kardiyak görüntülemenin yanı sıra bazı vasküler yapıların alışılmışın

dışında görüntülenmesi gibi imkânlarla da sahibiz. Örneğin, kolunda fistül açılmış bir diyaliz hastasında fistül zamanla kapanabiliyor. Böyle bir durumda kontrast madde kullanarak BT ya da MR çekmek ya da Doppler ultrasonografi yöntemine başvurmak gerekiyor. İlaçların etkileşiminin değişken olması ve böbreklere olan yan etkisi düşünüldüğünde çok uygun bir yöntem olmayabiliyor. Böyle bir durumda Siemens'in geliştirmiş olduğu QISS sekansı gibi bir yöntemle kontrast madde vermeden vasküler yapıyı değerlendirebiliyorsunuz. Biz, yaptığımız çalışmalarla Siemens'e, yeni geliştirilen bu sekansların hangi durumlarda daha iyi sonuç verebildiğine dair geri bildirimde bulunuyoruz. Bunu da hazırlamış olduğumuz makaleler sayesinde, tüm dünyayla paylaşıyoruz.

Türkiye'nin alanında en çok bilimsel makalesi yayımlanan isimlerinden birisiniz. Bu konumunuzdan bahsedebilir misiniz?

Türkiye'de SCI ve SCI-E'de son 15 yıl içinde Radyoloji alanında en çok makalesi olan kişi unvanını taşıyorum. Bu sıralama, ABD'deki ve Avrupa'daki saygın yayınları kapsıyor. Cumhuriyet tarihine baktığımızda da Ege Üniversitesi'nde bir profesör hocamızın ardından ikinci sırada bulunuyorum. Buna ilaveten üç farklı dergide editörlük yapıyorum. *Diagnostic International Radiology*'de Kardiyovasküler sistem editörüyüm. Ayrıca *Science Citation Index Expanded* kapsamında indekslenen *Turkish Medical Science*'de Radyoloji editörlüğüm bulunuyor. Son olarak *Eurasian Journal of Medicine*'de şef editör yardımcısı olarak görev yapıyorum.

Bugüne kadar Radyoloji alanında saygın yeri olan, *American Journal of Radiology*, *Radiographics*, *European Radiology* gibi dergiler başta olmak üzere son kabul edilenlerle birlikte 180'in üzerinde makalemiz yayımlandı. Bunların yanı sıra 4 çalışmamız çeşitli dergilerde kapak olarak seçildi. Geçtiğimiz günlerde karaciğer spesifik kontrast ajanla yaptığımız safra yolu patolojilerini konu alan makalemiz, *European Radiology*'nin Ekim 2013 sayısında en iyi 5 makaleden biri seçilerek Highlights ilan edildi. Bu bizim olduğu kadar ülkemiz adına da gurur verici bir durum.



Prof. Dr. Mecit Kantarcı kimdir?

1974 Erzurum doğumlu olan Prof. Dr. Mecit Kantarcı, kuruluşu 1881 yılına dayanan Erzurum Lisesi'ndeki eğitimini takiben, Erzurum Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi'ni dereceyle bitirdi. Mezuniyet sonrası 2004-2005 yıllarında, sırasıyla İstanbul GATA, Florance Nightingale Hastanesi ve Baltimore'da bulunan John Hopkins Hastanesi'nde radyoloji departmanlarında çalıştı. Kardiyak görüntüleme ve karaciğer nakli gibi özel konularda, farklı tarihlerde aldığı eğitimlerle uzmanlığını geliştiren Kantarcı, halen Erzurum Atatürk Üniversitesinde Pediatrik Radyoloji Bilim Dalı Başkanlığı'nın yanı sıra üniversite içinde bulunan Ata Teknokent'te bilimsel Projelerden Sorumlu Yönetim Kurulu Üyesi olarak görev yapıyor.

Hepatik AEF (Arteriyel Kontrastlanma Fraksiyonu) ile kanser teşhisinde yeni fırsatlar

Jochen Dormeier, MD, Bilgisayarlı Tomografiye Onkoloji, Siemens Sağlık Hizmetleri, Forchheim, Almanya

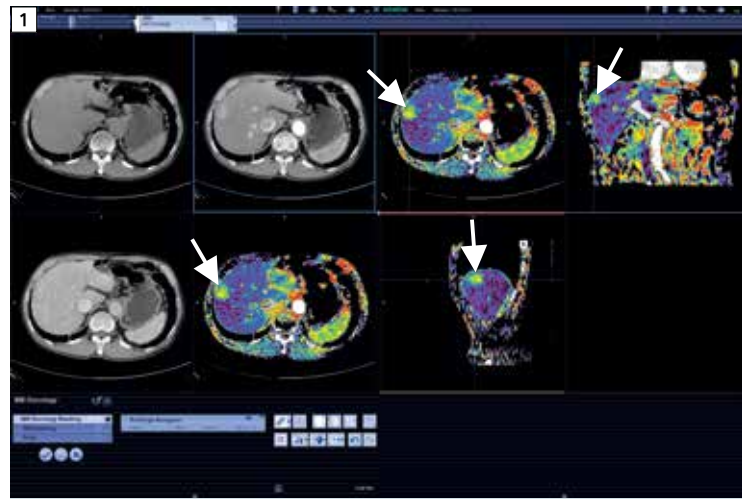
syngo.CT Onco Function Hepatic AEF isimli yeni uygulama, onkoloji alanındaki teşhis seçeneklerini artırıyor. İlk çalışmalar, hepatoselüler karsinoma veya karaciğer metastazlarının tespitinde mevcut yöntemlere kıyasla umut vaat eden sonuçlar verdi [1, 2]. Bu yeni uygulama, MM Oncology *syngo*.via yazılımında mevcut bulunuyor.

Hepatoselüler karsinoma (HCC) veya metastazlar, sağlıklı karaciğer dokusuna göre yüksek miktarda arteriyel madde taşınması ile karakterize olabiliyor. *syngo*.CT Onco Function Hepatic AEF isimli yeni onkoloji yazılımı, sağlıklı dokuları tümörlü dokulardan ayırmada doktorlara yardımcı olmak için karaciğerin Arteriyel Kontrastlanma Fraksiyonunu (AEF) kullanıyor. Çeşitli bilimsel çalışmalarda [1, 2, 3], çok farklı klinik sorunlarda yararlanılabilecek gelişmiş teşhis faydalarını tanımlamak üzere, bu yeni yazılım aracılığıyla ek ölçümleme ve haritalama teknikleri kullanıldı. Söz konusu klinik sorunlardan bazıları şunlardı:

- Şüpheli HCC veya karaciğer metastazlarında birincil teşhis
- Onkolojik tedavi sırasında veya sonrasında hastaların takibi
- Tümörün nüksedip nüksetmediğinin erken teşhisi (örneğin, RF ablasyonunu takiben)

Arteriyel Kontrastlanma Fraksiyonunu (AEF) ile elde edilen renk kodlu görüntüler, görüntüsü iyileştirilmemiş (sol üst), arteriyel (sağ üst) ve portal venöz (sol alt) abdominal fazlara göre hesaplandı. Bir adet HCC lezyonu, Segment 8'de açıkça görülüyor (bkz. oklar).

AEF, aynı zamanda arteriyel perfüzyonun karaciğerdeki toplam perfüzyonuna olan oranını da yansıtıyor. Yeni yazılım, çok fazlı bir abdominal CT uygulamasının görüntüsü iyileştirilmemiş (sol üst), arteriyel (sağ üst) ve portal venöz (sol alt) taramalarını otomatik olarak kayıt altına alıyor ve daha sonra AEF veri setini hesaplıyor. Sonuçlar, hepatic arteriyel perfüzyonun toplam perfüzyona olan oranını dolaylı olarak



1 Görüntüsü iyileştirilmiş renk-kodlu Arteriyel Kontrastlanma Fraksiyonu (AEF) görüntüleri, iyileştirilmemiş (sol üst), arteriyel (sağ üst) ve portal venöz (sol alt) abdominal fazlara göre hesaplandı. Segment 8'de HCC lezyonu net olarak görülebiliyor (oklar).
Görüntü için Seoul National University Hospital, Seul, Güney Kore Cumhuriyeti'ne teşekkür ederiz.

yansıtan, renk kodlu bir AEF haritası olarak sunuluyor. AEF veri seti, abdominal CT taramasının periyodik fazları ile birlikte, özel olarak uyarlanan bir ekran düzeni içerisinde görüntüleniyor. Tüm fazlar ve AEF haritalama boyunca sunulan senkronize navigasyon olanağı, radyologların tüm segmentlerdeki şüpheli bulguları hızla birbirleriyle kıyaslamalarını sağlıyor. Görsel kıyaslamaya ek olarak serbestçe tanımlanabilir ilgi alanları içerisinde kesin AEF değerleri ölçümlenebiliyor. Bu sayede, örneğin CT yönlendirmeli biyopsilerde patolojik bölgeler verimli bir şekilde teşhis ve tespit edilebiliyor. Geçmişe dönük yapılan bir çalışmada, HCC teşhis oranında %17'lik bir artış olduğu belirtiliyor [1].

Referanslar

1. Kim KW, Lee JM, Klotz E, Park HS, Lee DH, Kim JY, Kim SJ, Kim SH, Lee JY, Han JK, Choi BI. 1 Quantitative CT color mapping of the arterial enhancement fraction of the liver to detect hepatocellular carcinoma. *Radiology* 2009; 250:425-434
2. Joo I, Lee JM, Kim KW, Klotz E, Han JK, Choi BI. Liver metastases on quantitative color mapping of the arterial enhancement fraction from multiphasic CT scans: Evaluation of the hemodynamic features and correlation with the chemotherapy response. *Eur J Radiol* 2011; 80:278-283
3. Mahnken AH, Klotz E, Schreiber S, Bruners P, Isfort P, Günther RW, Wildberger JE. Volumetric arterial enhancement fraction predicts tumor recurrence after hepatic radiofrequency ablation of liver metastases: initial results. *Am J Roentgenol*. 2011; 196:573-9

9,4 Tesla'da görüntüleme ve spektroskopi: hasta ve gönüllülerden elde edilen ilk sonuçlar

R. Pohmann¹; G. Shajan¹; J. Hoffmann¹; J. Budde¹; G. Hagberg^{1,2}; O. Bieri³; S. Bisdas⁴; U. Ernemann⁴; M. Weigel⁵; Ph. Ehses^{1,2}; J. Hennig⁵; G. Chadzynski^{1,2}; K. Scheffler^{1,2}

¹ MR Merkezi, Max Planck Biyolojik Siberetik Enstitüsü, Tübingen, Almanya

² Biyomedikal Manyetik Rezonans Bölümü, Tübingen Üniversitesi, Tübingen, Almanya

³ Radyolojik Fizik Bölümü, Radyoloji Departmanı, Basel Hastanesi Üniversitesi, Basel, İsviçre

⁴ Nöroradyoloji Bölümü, Tübingen Üniversitesi, Tübingen, Almanya

⁵ Radyoloji Medikal Fizik Bölümü, Freiburg Üniversitesi Tıp Merkezi, Freiburg, Almanya

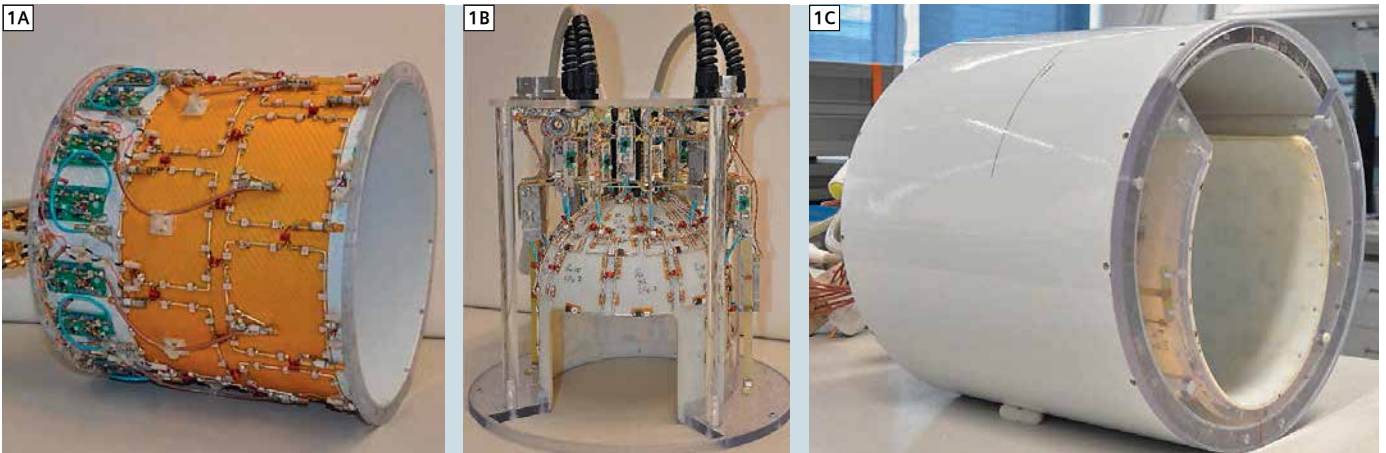
7T ile 9,4T seviyeleri arasındaki en dikkat çekici farklar, çok daha kısa RF dalga boyları ve belirgin şekilde artan duyarlılık etkileri. Farklı görüntüleme teknikleri ile son iki yıldır 9,4T düzeyinde ölçümlenen spektroskopi yöntemine ilişkin örneklerin sunulduğu raporun detaylarını aşağıdaki yazıda paylaşıyoruz.

Giriş

9,4 Tesla^s (T), insanlarda görüntüleme ve spektroskopi amaçlı olarak başarıyla kullanılan en yüksek alan gücü. Tübingen merkezli Max Planck Biyolojik Siberetik Enstitüsü, etik olarak onaylı beyin tümörleri çalışması için hasta kaydına başlayan (2012 yılının Kasım ayında) ilk tesis olarak tanınıyor. Tübingen'de, insanlar üzerinde ilk kez 9,4 T seviyesinde MR görüntülemesi (MRI) / MR spektroskopisi (MRS) ölçümlerinin yapıldığı 2008 yılından beri

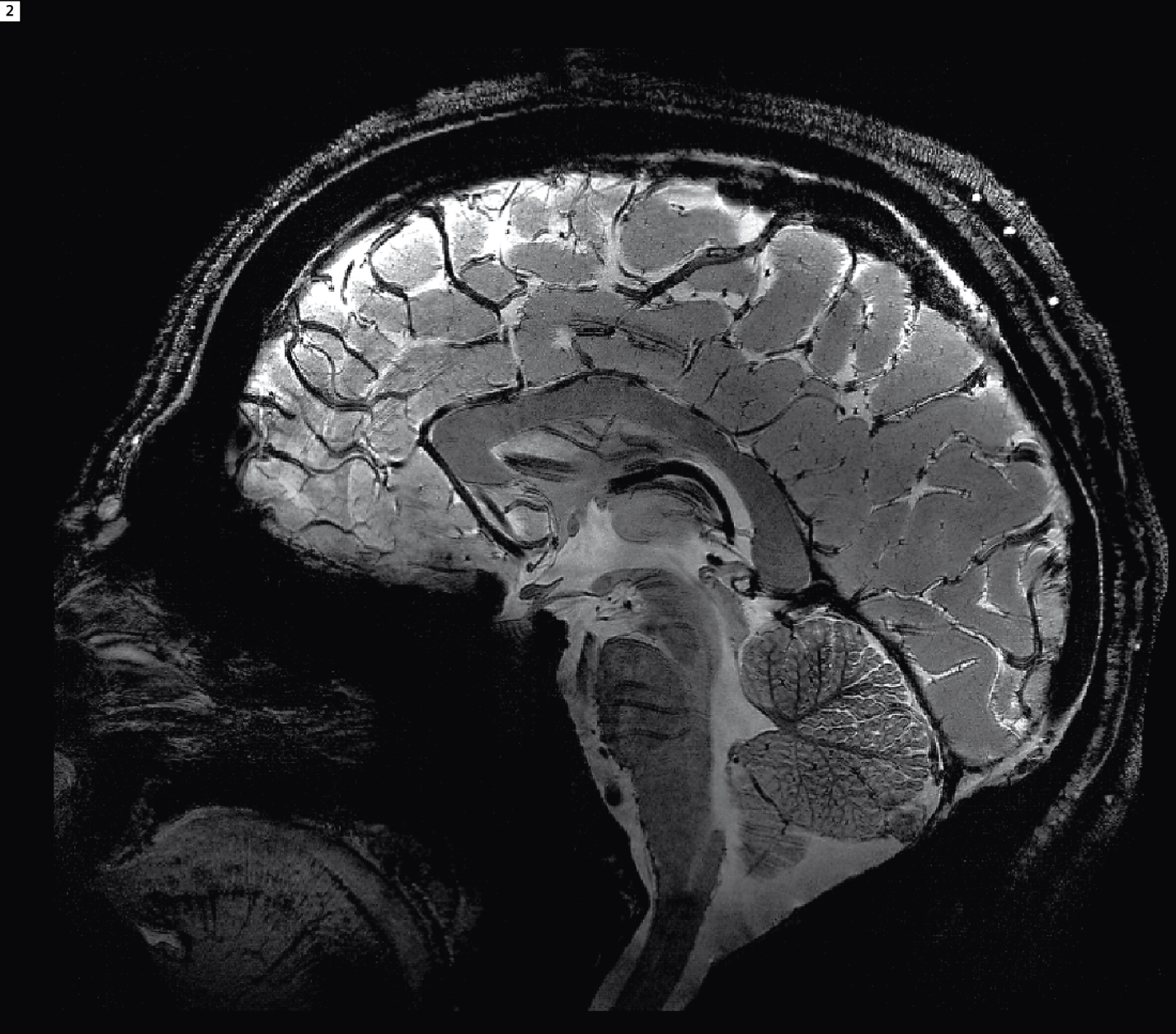
261 sağlıklı insan, bu çalışmaya gönüllü olarak katılmış bulunuyor. 3T seviyesinden 7T seviyesine geçildiği an atılan büyük adım, son derece yüksek alan gücü düzeylerindeki avantaj ve problemleri açık bir şekilde gösterdi. En öne çıkan sorun, özgül emilim oranı (SAR) ve iletim homojenliği ile yüksek duyarlılık etkileri açısından, iletilen radyo frekansı (RF) alanına ilişkin zorluklar. 7T-9,4T düzeyleri arasında atılan bir sonraki adım ise nispeten daha mütevazıydı: Yüksek

düzeyde RF inhomojenliği ve duyarlılık düzeyinde değişimler gözlemlendi (bu zorluklar, 7T düzeyinde bildirilen etkilere kalitatif olarak benziyordu). Bugüne dek edindiğimiz deneyimlere göre, 7T ile 9,4T seviyeleri arasındaki en dikkat çekici farklar, çok daha kısa RF dalga boyları ve belirgin şekilde artan duyarlılık etkileri. Kısa dalga boyu ve buna bağlı olarak lokal açıdan son derece sınırlı ekzitasyon modelleri, aslında paralel sinyal iletim tekniklerinin esneklik ve etkinliğini artırıyor. Bu da bizi, 16 bağımsız



1 (1A) İletim anteni donanımının fotoğrafı. Preamplifikatörlü entegre TR anahtarları, sargının alım-iletim konumunda da kullanılmasını sağlıyor. (1B) Sadece sinyal gönderimi yapan 31 kanallı antenin fotoğrafı. (1C) Alıcı antenin iletim anteni içine monte edildiği sistemin nihai RF konfigürasyonu.

2



2 9,4T düzeyinde tüm beyin dokusunu kapsayan, sıfır yoğunluklu, düzeltilmiş sagittal gradyan eko görüntüsü. 16 iletim ögesinin iletim fazları, bu kesit için optimize edildi. 5 dakika 33 saniye içerisinde, 1 mm kesit kalınlığında 280 μ m'lik bir düzlem içi çözünürlük elde edildi (TR 400 ms, TE 14 ms, nominal flip açısı 30°).

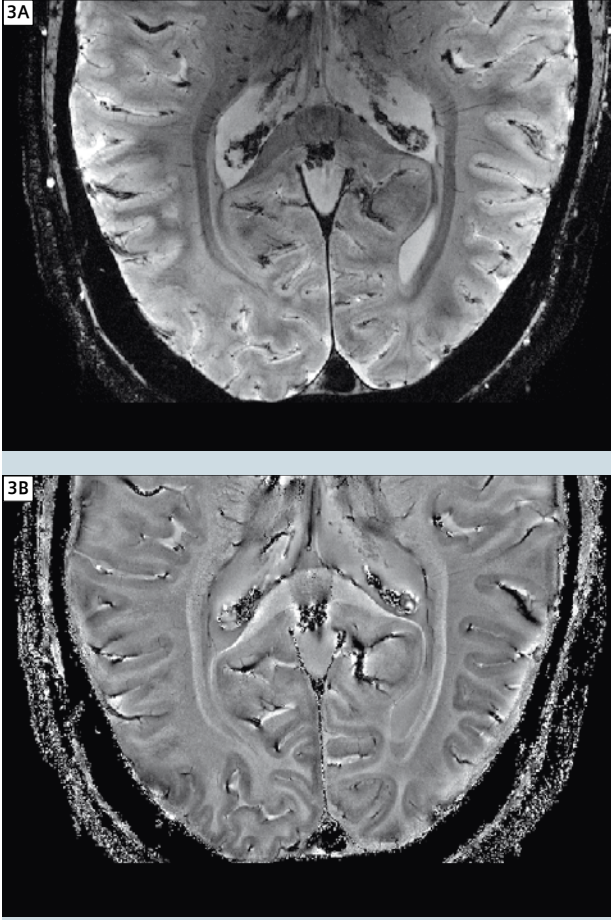
döngülü iletim antenleri tasarlamaya itti. Bu sayede ayrıca, T2* ağırlıklı BOLD deneylerinde gösterildiği üzere, lokal duyarlılık değişimlerine olan hassasiyet de büyük oranda çoğalıyor ve eş yönsüzlük etkileri açıkça görülebilir hale geliyor. Bu raporda, farklı görüntüleme teknikleri ile son iki yıldır 9,4T düzeyinde ölçümlenen spektroskopi yöntemine ilişkin örnekler veriliyor. Gradyan ekoları gibi temel görüntüleme sekanslarının uygunluğunu

test etmek ve TrueFISP ve düşük SAR düzeyli hiper ekolar gibi gelişmiş teknikleri uygulamak amaçlandı. Sinyal gücü, relaksasyon süreleri ve kontrast düzeyleri gibi parametrelerin niceliksel karşılaştırmaları, referans verilen belgelerde bilgilerinize sunuldu.

9,4T seviyesi için özel RF sargıları

Statik manyetik alan gücüne (B0) ek

olarak RF sargısının performansı da bir MR deneyinin duyarlılığını belirlemede önemli bir faktör. Yüksek B0 alanında, RF tekniği ile ilgili temel zorluk, ilgi alanı boyunca homojen bir ekzitasyon elde etmek. Doku içindeki dalga boyu, örnek ebatlar yaklaştığında elektromanyetik alanın yapıcı ve yıkıcı etkileri, alan konsantrasyonu ile birlikte geçersiz sinyallere neden oluyor ve bu durum, homojen olmayan MR görüntülerinin elde edilmesine yol



3 Bir gönüllünün beyin dokusundan 9,4T düzeyinde çekilen kesitin T2* ağırlıklı magnitud (3A) ve faz (3B) görüntüleri. (3C) Farklı bir görüntüden çekilen duyarlılık ağırlıklı görüntü. Bu görüntü, 0,175x0,175x1,3 mm³ uzaysal çözünürlükte, 16 kanallı bir mikro şerit alıcı-verici sargı kullanılarak elde edildi

açıyor [1]. 9,4T seviyesinde, eğer sargıya geleneksel bir yöntem olarak dairesel polarize (CP) konumda güç verilmişse, insan beyninin MR görüntülerinde dahi alt temporal lob ve beyincikte, manyetik alan gücünde ciddi bir kayıp söz konusu oluyor. Bu durum, tam beyin ekzitasyonu elde etmeyi zorlu bir süreç haline getiriyor. Hareketli dalga yaklaşımı, görüntülenen hacmi beynin alt bölgelerine doğru genelde makul bir homojenlik ile genişletebilirken [2], statik ve dinamik RF simleme yaklaşımları, B1+ alan inhomojenliklerini azaltmak açısından en çok umut vaat eden teknikler. Bu teknikler için her bir sargı ögesine ulaşan akımın genliği ve fazının ayrı ayrı kontrol edilebildiği bir dizi iletim ögesi gerekiyor. Kapsama alanını boylamasına genişletmek ve daha da önemlisi her üç yönde olası inhomojenlikleri düzeltmek amacıyla iletim ögelerini çoklu sıralar içinde düzenlemek suretiyle ilave bir hareket

özgürlüğü elde edilebiliyor [3]. Çok kanallı sinyal alım ve iletim süreçlerini, aynı dizi ögeleri içinde bir araya getiren alıcı-verici sargıları, ultra yüksek alanlı uygulamalar için popüler bir tasarım seçeneği [4]. Hem sinyal gürültü oranı (SNR) hem de paralel görüntüleme performansı, hastaların anatomik yapısına en yakın, ayrı bir dizi sinyal alım sargısı dedektörü kullanılarak artırılabilir. Paralel görüntüleme, özellikle ultra yüksek alan gücünde, uzaktaki sargı ögelerine olan endüktif kuplajdaki azalma nedeniyle kısalan dalga boyundan faydalanan ve bu durum, özel bir sargı hassasiyetine ve buna bağlı olarak etkin duyarlılık kodlamasına neden oluyor [6]. 9,4T seviyesinde insan beyninin görüntülenmesine yönelik yaklaşımımız, alım duyarlılığı ile birlikte üç boyutlu gönderim alanını modüle etme kapasitesini maksimum düzeye çıkarmak amacıyla ayrı alım ve iletim dizilerini birleştiriyor.

İletim sargısı, iki sıra içinde her bir sırada sekiz öge bulunacak şekilde düzenlenmiş toplam 16 adet ögeden oluşuyor [3]. Alt sırada bulunan ögeler, üst sıradaki ögelere göre 22,5° döndürülmüş şekilde duruyor; yan yana duran tüm sargı ögeleri, birbirlerinden endüktif olarak ayrılmış bulunuyor. Sinyal alımı için toplam 31 öge, sıkıca kapatılmış bir başlık üzerinde 4 sıra halinde, maksimum duyarlılık sağlamak üzere simetrik bir şekilde düzenleniyor. Sargı ögeleri arasındaki endüktif kuplajı minimum düzeye indirmek için endüktif dekuplaj ve geometrik bindirme teknikleri kullanılıyor [7]. Alım ve iletim dizileri ile nihai kurulum, Şekil 1'de görülüyor. Yakın kuplajlı alıcı-verici dizilerinin aksine, iletim dizisinin deneğe özgü bir şekilde ayrıca ayarlanmasına gerek bulunmuyor. Ayrıca, alım ögeleri için gerekli RF devre parçaları ve düşük parazitli amplifikatörler,

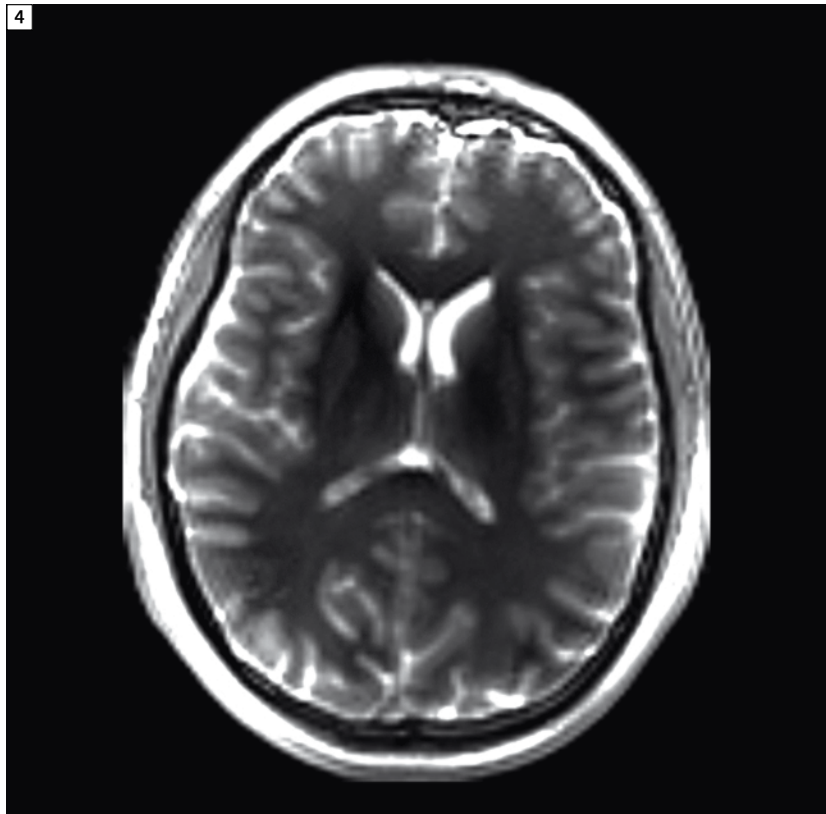
sargı muhafazası içerisinde birbirlerine yakın yerleştiriliyor. Bu sayede rutin klinik analizler ile kıyaslanabilir düzeyde hızlı ve kolay kurulum imkanı oluyor. İletim dizisinin çift sıralı tasarımı nedeniyle, beyincik dahil olmak üzere tüm beyin dokusu görüntülenebiliyor. Bu durum, Şekil 2'de gösterilen ve iletim fazını optimize etmek amacıyla kesitsel görüntüye özel statik faz simleme tekniğinin uygulandığı sagittal görüntüde görülüyor.

Yüksek çözünürlüklü GRE (Gradyan Eko), TrueFISP ve suseptibilite ağırlıklı görüntüleme

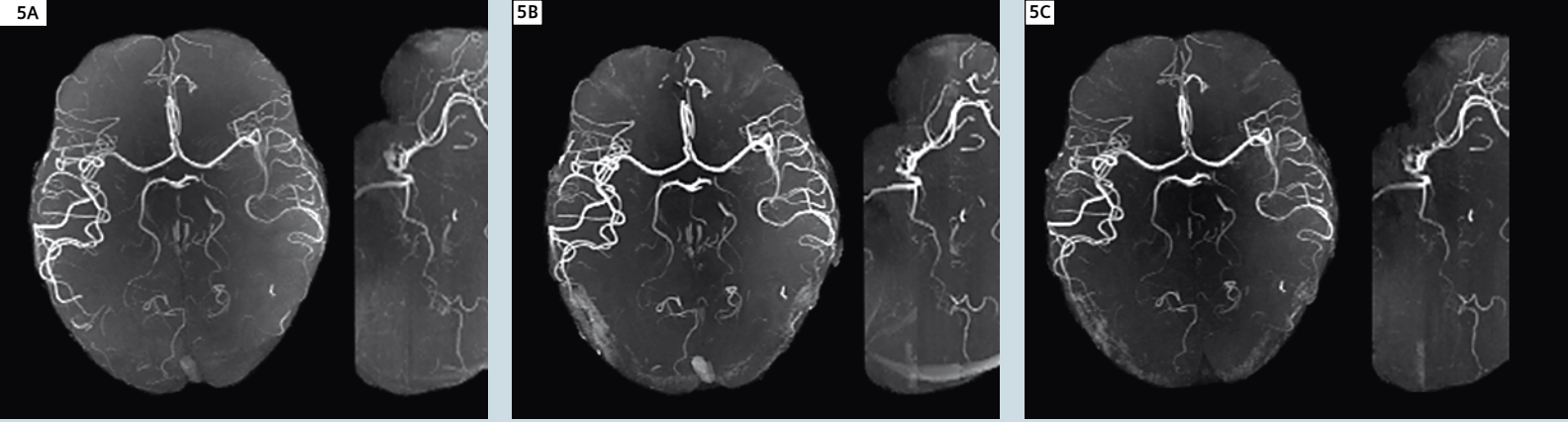
9,4T seviyesinde manyetik hassasiyetteki değişimlere yönelik yüksek duyarlılık nedeniyle, gelişmiş ve hatta yeni kontrast mekanizmaları elde edilebiliyor. Bu avantajlardan faydalanmak için gerekli pulse sekansları, gradyan eko tekniklerine dayanıyor ve iletim alanının SAR sınırlamaları ve inhomojenliklerine karşı nispeten duyarsız bulunuyor. Halihazırda mükemmel bir görüntü kontrastı sunan T2* ağırlıklı görüntüleme (Şekil 3A), birçok uygulamada ağır SAR sınırlamaları ve B1'e dayalı kontrast değişimlerinden zarar gören T1 veya T2 ağırlıklı görüntüleme tekniklerinin yerini alabiliyor. T2* görüntüleme teknikleri, ayrıca maksimum SNR değeri sunacak şekilde optimize edilmiş parametreler ile hızlı görüntüleme prosedürlerine imkan yaratıyor. Nitekim, Ernst açısına yakın flip açılarının kullanımı ve bant genişliği ve eko süresinin dikkatli bir şekilde ayarlanması, makul tarama süreleri için yüksek uzaysal çözünürlüklere erişimi mümkün kılıyor. Şekil 3A'daki görüntü, yukarıda belirtilen 16-kanallı iletim sargısı ve 31-kanallı alım sargısı kullanılarak yaklaşık 15 dakika içerisinde, 40 nl'lik bir vöksel hacmi (vöksel ebatları: 0,2x0,2x1 mm³, eko süresi: 20 ms, tekrarlama süresi: 28 ms, toplam 21 kesit) ile elde edildi. Görüntü fazını, B1'den tamamen bağımsız bir kontrast parametresi olarak kullanmak suretiyle, çok daha yüksek kontrast-gürültü oranlarına ulaşılabilir. Faz görüntülerinde (Şekil 3B), gri ve beyaz madde arasındaki kontrast farkları net bir şekilde görülebilir; ayrıca bu görüntülerde, intrakortikal yapılar veya yönlendirilmiş lifler de resmediliyor. Tüm bunlara ek olarak yüksek alan güçlerinde

faz görüntüleme tekniği, demir ve miyelin miktarındaki değişiklikleri tespit etmek için kullanılıyor [8, 9]. 9,4T seviyesinde, faz görüntüleme tekniğinin yüksek hassasiyeti, 20 nl'den küçük ebatlardaki vöksellerin, 20 dakika civarındaki makul tarama süreleri içinde görüntülenmesini sağlıyor. Son olarak, damarlardaki kanda olduğu gibi suseptibilite düzeyindeki değişimleri özellikle vurgulamak amacıyla, magnitüd ve faz bilgileri, duyarlılık ağırlıklı görüntüleme (SWI, Şekil 3C) birleştiriliyor. 3T'de elde edilen görüntülere kıyasla dokuz kat daha yüksek bir SNR oranına ulaşılıyor [10]. Ayrıca, manyetik hassasiyetteki değişimlere yönelik yüksek duyarlılık, oldukça küçük ebatlardaki venöz yapıların birbirlerinden ayırt edilmesini sağlıyor. Bu veriler, B1 inhomojenliği veya SAR sınırlamaları olmaksızın 9,4T düzeyinde yüksek çözünürlüklü, yüksek kontrast seviyeli ve yüksek kaliteli anatomik görüntüleme yapılabileceğini gösteriyor. Özellikle manyetik hassasiyetteki

değişimler, 9,4T düzeyinde basit gradyan eko sekansları kullanılarak yüksek doğruluk oranı ile tespit edilebiliyor. Tüm bunlar ile birlikte güçlü suseptibilite etkisi, EPI bazlı, spin eko fonksiyonel MR görüntüleme çalışmalarının uzaysal özgüllüğünün artırılmasına yardımcı olabiliyor. Dengeli ve başarılı bir SSFP görüntüleme uygulamasının önü genelde, bu tekniğin lokal frekans kaymalarına (kapalı rezonans) olan güçlü duyarlılığı nedeniyle kesiliyor. Söz konusu duyarlılık, çok bariz bir şekilde, görüntüde genelde koyu şeritler olarak görülen geçersiz sinyallere yol açıyor. Bu tarz kapalı rezonansların temel nedeni, ana manyetik alan ile lineer bir şekilde ölçeklendirilmesi beklenen, duyarlılık ile ilişkili frekans kaymaları olduğu için şeritlemeyle bağlantılı yapay görüntülerin başarıyla azaltılması, dengeli SSFP tekniği ile desteklenen, ultra yüksek manyetik alanlı MR görüntüleme kilit bir konu haline geliyor.



4 Tüm beyin dokusunun 9,4T düzeyinde gerçekleştirilen 3D izotropik dengeli SSFP taramasından elde edilen örnek aksiyel görüntü (diğer tarama parametreleri: 1,5 mm izotropik, matris ebatları: 144x144x96, TR: 1,6 ms, TE: 0,6 ms, BW 1825 Hz/Piksel, flip açısı: ~10°, TA: 9,5 saniye).



5 FA/TE tekniği ile elde edilen aksiyel (sol tarafta) ve sagittal çok katmanlı 3D ToF veri setleri boyunca Maksimum Yoğunluklu Projeksiyonlar: (5A) 14/4,55 ms; (5B) 24/4,55 ms; (5C) 24/10 ms. Tüm görüntüler, sağlıklı bir gönüllüden elde edildi.

Bu makalede, insan beyninin 9,4T seviyesinde in vivo dengeli SSFP tekniği ile görüntülenmesi konusu ele alınıyor. Dengeli SSFP tekniğinde geçersiz sinyaller, $1/(2TR)$ veya $-1/(2TR)$ seviyesine veya bu seviyelerin katlarına yakın frekans kaymaları için belirgin hale geliyor (TR, dengeli SSFP görüntüleme protokolünün tekrarlaması süresini ifade ediyor). Sonuç olarak, dengeli SSFP tekniğinde seritleme ile bağlantılı yapay görüntülerin görünümü, doğrudan tekniğin tekrarlaması süresi ile ilişkili ve bu yapay görüntüler, ultra hızlı görüntüleme ile azaltılabilir (genelde 1 ms'ye yakın TR değerlerinde). 1,6 ms civarındaki TR değerleri için yaklaşık ± 300 Hz'lik lokal frekans kaymalarında seritleme ile ilişkili yapay görüntüler oluşabiliyor. Böyle bir durumda, yapay görüntülerin oluşmadığı dengeli bir SSFP görüntüleme tekniği kullanılabilir. Bu, özellikle ultra yüksek manyetik alanlarda çok net bir şekilde kendini belli ediyor. Ultra yüksek manyetik alanlarda daha da ağırlaşan SAR sınırlamaları ile ultra yüksek hızlı görüntülemede kullanılan son derece kısa tekrarlaması süreleri (TR), in vivo uygulamalarda dengeli SSFP görüntüleme tekniğinin maksimum flip açısını yaklaşık 10° ile sınırlandırıyor. Ancak 9,4T seviyesinde beyin dokusu için tahmini $1/30$ 'a yakın $T2/T1$ oranları ile diğer dokular için $\ll 1$ düzeyindeki standart düşük $T2/T1$ oranlarında optimum dengeli SSFP görüntüleme tekniği, düşük flip açısı modeline (20° civarı) doğru kayıyor ve SAR tarafından belirlenen sınırlara yaklaşıyor.

Ayrıca, dengeli bir SSFP uygulaması için, Şekil 4'te gösterildiği üzere, deneysel sonuçlara son derece benzer $T2/T1$ oranları nedeniyle, normal görünümü gri ve beyaz madde arasında marjinal düzeyde bir kontrast oluşması bekleniyor. Düşük manyetik alanlarda da gözlemlendiği gibi gri ve beyaz maddeler arasında oluşan ciddi kontrast farkları, büyük bir ihtimalle manyetizasyon aktarımı etkilerinden kaynaklanıyor.

Hasta ve gönüllülerde ToF görüntülemesi

İçe akım etkisine dayanan uçuş zamanı (ToF) anjiyografisinin amacı, beyin arterlerini görüntülemektir. Sürekli ekzitasyon lokal sinyali baskımlarken içe doğru akan kan baskılanmamış olarak kalıyor ve bu durum, nihai görüntü kontrastına güçlü bir katkı sağlıyor. Burada en popüler yaklaşım, sınırlı ölçekli bir katmanın özel 3D ekzitasyonu. Görüntü kontrastı, katman kalınlığı, söz konusu katman boyunca kanın akış hızı ve sekans tekrarlaması süresi (TR) ile belirleniyor. Amaç, akan kanın satürasyonunu engelleyerek kanın tüm katmanı sadece bir veya birkaç TR süresi içinde geçmesini sağlamak. Ultra yüksek manyetik alan güçlerinde tatbik edilen ToF anjiyografisi, arka planda yüksek miktarda baskılamaya yol açan uzun doku $T1$ sürelerinden faydalaniyor. Ancak SAR, elde edilebilir doku sinyalini düşürme potansiyeli üzerinde ciddi sınırlamalar getiriyor. Ayrıca beyin

damarlarında, ilave pulse'lar ile elde edilen sinyallerin baskılanması da zorlu bir süreç haline dönüşüyor. 7T seviyesinde VERSE (değişken hızlı özel ekzitasyon [12]) pulse'larının kullanımının, her iki hedefi gerçekleştirmek açısından faydalı olduğu kanıtlandı: SAR limitleri dahilinde arterlerde yüksek sinyal kontrastı elde etmek [13, 14]. Her bir VERSE pulse'ı, değişken zamanlı bir gradyan ile birlikte tatbik edilen, şekilli bir RF pulse'ından oluşuyor. Aşırı zaman kaybı yaşamaksızın SAR limitini düşürmek için, yüksek RF gücüne sahip pulse segmentleri zamana yayılırken düşük güce gereksinim duyan segmentler kısaltılıyor. Bu nedenle, VERSE pulse'larının ekzitasyon bant genişliği, segmentten segmente etkin bir şekilde değiştiriliyor, bu sayede pulse'lar, kimyasal kayma farkları ve $B0$ inhomojenlikleri gibi kapalı rezonans etkilerine duyarlı hale getiriliyor. Bu tarz etkilerin manyetik alan gücüne paralel bir şekilde artması nedeniyle ekzitasyon için, üst kısmı %100 düz olan bir TONE RF pulse'ı kullanmaya karar verdik. Yalnızca standart klinik syngo MR B15 sekansının değiştirilmesi, ekzitasyon pulse'ının değişken süreli olmasını sağlamaktı. 3D gradyan eko sekansı kullanılarak katmanın tamamı görüntüldü (2,4 cm aksiyel görüş alanı, TR: 20 ms, 4 ve 32 referans çizgili GRAPPA katsayısı, düzlem içi voksel ebatları: $0,5 \times 0,5$ mm, kesit kalınlığı: 0,4 mm). Değiştirilen parametreler, eko süresi (3,8; 4,55; 10 ms), flip açısı (FA: $15 - 36^\circ$) ve ekzitasyon pulse'ının süresi (1.024-4.096 μs) oldu. Her katmanın görüntüleme

süresi 1,5-3,5 dakika arasındaydı. Tarama sonrası görüntü işleme süreci, deri altındaki yağ dokularından kaynaklanan saç derisi sinyalinin BET (Beyin Görüntüsü Çıkarma Aracı, FSL⁵) tekniği kullanılarak çıkarılması ve yoğunluk düzeltme tekniğinin tatbikinden oluşuyor. Yoğunluk düzeltme işlemi, anjiyografik bilgilerin dışarıda bırakılması ve arka plan sinyalinin 2. derece bir polinom ile değiştirilmesi suretiyle gerçekleştirildi. Maksimum Yoğunluklu Projeksiyonlar, 40 mm boyunca çekildi. Yaklaşık 5 ekzitasyon boyunca katman içinde kalan kana ait sinyalin optimizasyonu için, 9,4T düzeyinde kullanılabilir makul flip açısının 20-30° olduğunu tespit ettik.

Beklediğimiz yüksek kontrast-gürültü oranı, SAR sınırlamaları nedeniyle, standart TONE darbesi ile elde edilemedi. Damarlardaki kanın süpresyonu veya manyetizasyon aktarımı için pulse mevcut olmadığında dahi, 14-16°'lik küçük flip açılarıyla SAR limitlerine oldukça yaklaştık (%95-99). Bu koşullar altında damarlardan gelen sinyal baskındı ve görüntü kontrastı zayıftı (Şekil 5A). RF pulse'larının süresi uzatılarak flip açısı, 24°-32°'ye çıkarılabildi ve böylece daha yüksek bir görüntü kontrastı (Şekil 5B) elde edilebildi. Bununla birlikte, ilave damar süpresyonu pulse'ları için yer yoktu (7T düzeyinde başarıyla uygulanan düşük flip açısı yaklaşımıyla dahi) [15]. 9,4T seviyesinde sadece T1 değil, aynı zamanda T2 relaksasyon süreleri de değişiyor. Arteriyel kandaki T2 değeri, dokulardaki T2 değerine yakinen (yaklaşık 40 ms) venöz kandaki T2 değeri çok daha düşük oluyor (5-9 ms, fraksiyonel oksihemoglobin miktarına bağlı olarak [16]). Bu gözlemlere paralel olarak, TE süresini 4,5 ms'den 10 ms'ye çıkarmanın, arterlerin görünürlüğünden ciddi anlamda bir taviz vermeksizin sagittal sinüste ki venöz kanın süpresyonu için yeterli olduğunu tespit ettik (Şekil 5C).

Hiper eko görüntüleme

Turbo spin eko (TSE, RARE, FSE) sekansları [17], rutin klinik MR uygulamalarında yaygın bir şekilde kullanılıyor. Bunun temel nedeni, bu sekansların teşhis açısından önemli T2 kontrastını, spin ekonun manyetik alan inhomojenliği ve duyarlılığa (yani B0 etkileri) karşı verdiği

güçlü tepkilerle birleştirmesi. TSE sekansları ayrıca, yüksek miktarlarda T1 ağırlıklı uyarılmış eko üretiyor. Birçok biyolojik dokuda T1 değeri, T2 değerinden çok daha yüksek olduğu için (özellikle de ultra yüksek manyetik alanlarda) uyarılmış bu ekolar, B1 değişimleri nedeniyle 180°'den sapan flip açılarını yeniden odaklamaktan kaynaklanan sinyal kayıplarını kısmen telafi ediyor. Sonuç olarak tüm bu faktörler, TSE sekanslarını yüksek (ultra yüksek) manyetik alanlarda ideal klinik görüntüleme tekniği haline getiriyor.

Ancak burada önemli bir dezavantaj söz konusu: yeniden odaklanan çoklu RF pulse'larının neden olduğu yüksek RF gücü depozisyonu. Bu durum dokuların ciddi anlamda ısınmasına neden olabiliyor. Bu nedenle, genelde SAR cinsinden ölçümlenen RF gücü depozisyonunun en sıkı şekilde sınırlandırılması gerekiyor. SAR değeri, manyetik alan gücünün dört katı arttığı için, 9,4T seviyesinde elde edilen bir görüntünün aynısı, 3T düzeyinde yaklaşık on kat yüksek bir SAR değeri ile elde edilebiliyor. Bu nedenle, modern TSE sekanslarında yüksek turbo katsayılı çoklu manyetizasyonun hızlı bir şekilde yeniden odaklanması, bu sekansların ultra yüksek manyetik alanlarda kullanımını ciddi anlamda negatif etkiliyor.

SAR ile bağlantılı sorunları azaltmanın genel yöntemlerinden bazıları şöyle sıralanıyor: kesit adedinin azaltılması, eko dizisinin daha küçük bir turbo katsayısı ile kısaltılması, tekrarlama süresinin (TR) artırılması, RF pulse'larının şeklinin değiştirilmesi (örneğin, Gauss şekilli bir pulse kullanarak) ve RF pulse'larının süresinin uzatılması. Hangi seçenek(ler) veya seçenek kombinasyonu edilirse edilsin, SNR değeri, görüntüleme süresi, kapsanan alan/hacim ve görüntü kalitesinden bir miktar fedakarlık yapılması gerekiyor.

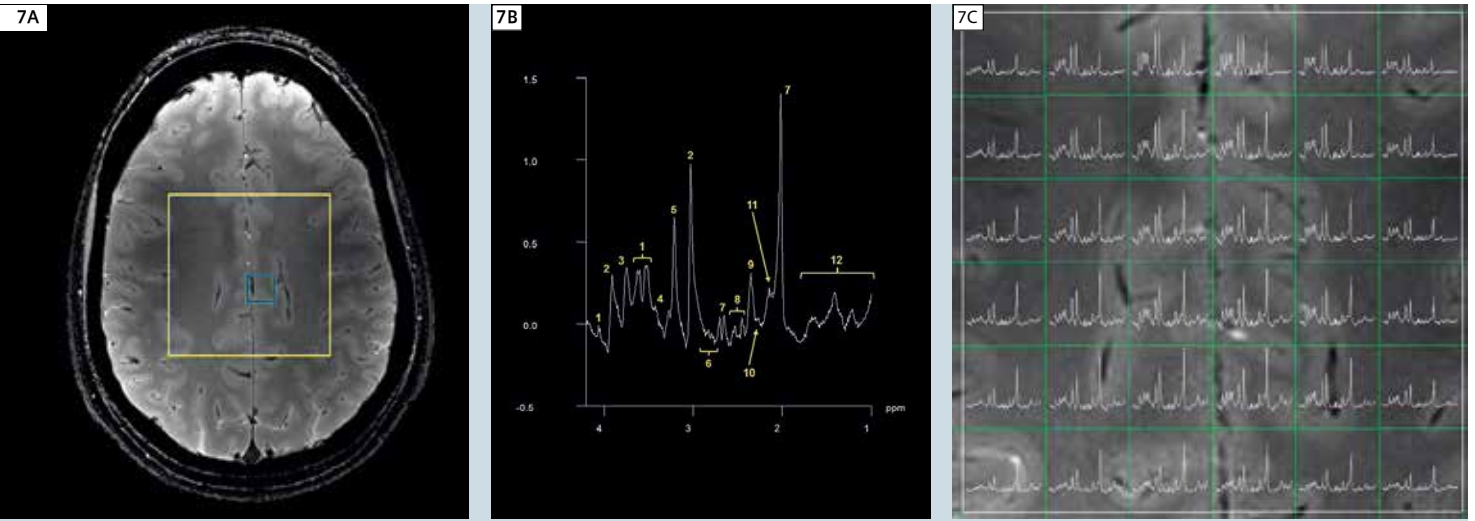
SAR düzeyini düşürmenin etkili bir diğer yolu, TSE sekansı içinde yeniden odaklama flip açısını azaltmak. Ancak, sabit yeniden odaklama flip açılı geleneksel TSE sekanslarında bu yöntem, SNR oranını düşürüyor ve nihai görüntülerin kontrast düzeyini değiştiriyor (özellikle de 9,4T düzeyinde TSE görüntüleme için gerekli bir koşul olarak, flip açısının büyük miktarda düşürüldüğü durumlarda).

6A

6B

6C

6 Tübingen'de, 9,4T seviyesinde gerçekleştirilen hiper eko/TSE deneyinden elde edilen beş kesitten üçü.



7 Sağlıklı bir gönüllünün beyin dokusundan yer saptayıcı (7A) ile elde edilen görüntü, tek spektrumlu (7B) görüntü ve tüm spektrumlar (7C). İlgili alanı (hacmi) ve tekli spektrum lokasyonları, sırasıyla sarı ve mavi kareler ile işaretlenmiş bulunuyor.

T2-benzeri bir kontrast düzeyi ve yüksek bir SNR oranı sunmaya devam ederken SAR düzeyinin düşürülmesine imkan vermek için TSE sekans dizisi boyunca sabit yerine değişken yeniden odaklama flip açılarının kullanıldığı yöntemler geliştirildi. Bu yeni TSE sekansları genelde, hiper TSE, hiper eko TSE ve psödo kararlı durumlar arasında düz geçiş (TRAPS) sekansları [18, 19, 20, 21] olarak adlandırılıyor. Genelde k alanının merkezi için şifrelenen ekolardan gelen yüksek sinyal muhafaza ediliyor ve bu sayede yeniden yapılandırılan görüntü için yüksek bir SNR oranı elde ediliyor. k alanının çevresinden gelen sinyal, daha düşük flip açıları nedeniyle kısmen hafifletilebiliyor; ancak uyarılmış güçlü ekolar, yukarıda belirtildiği üzere T1 değerinin T2 değerinden oldukça büyük olması nedeniyle, ultra yüksek manyetik alanlarda yeterli düzeyde sinyal üretiyor. Hiper eko modeli, flip açıları arasındaki simetri ilişkilerinin kullanımının TSE sekans dizisi içerisinde zamanın belirli bir noktasında sinyal düzeyini eski seviyesine çıkarmasını sağlarken [18], TRAPS yöntemi, statik psödo kararlı duruma (SPSS) yakın bir manyetizasyon hazırlığı sonrasında TSE sekans dizisi boyunca yeniden odaklama flip açılarının neredeyse tam serbestlikle değişmesine imkan veriyor [19, 22, 23]. SPSS konumunda eko yoğunluğu her zaman, belirli bir flip açısı için ulaşılabilir optimum değere yakın oluyor. Herhangi bir bağdaşım kaybı, sinyal dalgalanmalarına

ve kaçınılmaz olarak sinyal kaybına yol açıyor ve bu durum, görüntüde yapay objelerin belirmesine neden oluyor. k alanındaki sinyal düzeyi değişiklikleri, doğrudan noktasal yayılım fonksiyonunu (PSF) etkilediği için flip açısındaki değişiklikler de PSF düzeyini yükseltmek için kullanılabilir. Nitekim, hiper TSE sekanslarında flip açılarını esnek bir şekilde değiştirmek gibi eşsiz bir imkan sunan TRAPS tekniği, hem SAR oranını büyük oranda düşürüyor hem de TSE sekansı için görüntü özelliklerinin optimizasyonunu sağlıyor [19, 20, 21, 24]. TRAPS tekniğine verilen bu büyük önem, TSE sekansının zamanlaması veya sekansın görünümünün düzenlenmesi/yeniden düzenlenmesini etkileyen protokol ayarları değişikliklerine göre uyarlanması gereken flip açısı serisinden kaynaklanıyor. 'Kontrolsüz değişiklikler', optimum olmayan görüntülerin ve SAR özelliklerinin ortaya çıkmasına neden olabiliyor. TRAPS tekniği için uygun flip açılarını hesaplamamanın temelinde iki yöntemi bulunuyor:

1 Fonksiyonlar vb. tarafından belirlenmiş bazı destek noktaları aracılığıyla flip açılarının doğrudan ayarlanması. AUTO-TRAPS adı verilen bu yaklaşımın bir avantajı, flip açısı aralığının, kullanıcı tarafından yapılan protokol değişiklikleri de dikkate alınarak esnek bir şekilde ayarlanabilmesi. AUTO-TRAPS yöntemi, bu sayede SAR düzeyinin doğrudan kontrol edilmesini sağlıyor [21].

2 Flip açıları, eko sekansı dizisi boyunca önceden tanımlanmış bir sinyal veya eko yoğunluğu aralığından elde edilip hesaplanarak çok daha karmaşık yeniden odaklama flip açısı modelleri oluşturulabiliyor [24]. Bu yöntemin avantajı, özel görüntü özelliklerinin önceden tanımlanmış bir sinyal aralığı ile ayarlanabilmesi [24]. Ancak flip açıları için kesin bir çözüm bulunmuyor ve ayarlamaları kullanıcı tarafından yapılan protokol değişikliklerine adapte etmek karmaşık bir süreç oluyor.

9,4T düzeyindeki kavram kanıtlama çalışmamız için esnek bir AUTO-TRAPS yaklaşımı kullanıldı [21]. IDEA platformu syngo MR B15'te, kendiliğinden yapılandırılmış bir TSE sekansı içerisinde TRAPS temelli flip açısı yöntemi tatbik edildi. Şu parametrelere sahip bir T2 ağırlıklı TSE protokolü oluşturuldu: görüş alanı: 220x175 mm², kesitler arasında 1'er mm'lik mesafe olacak şekilde toplam 5 kesit, vöksel ebatları: 0,58x0,58x1,0 mm³, turbo oranı: 17, TE: 48 ms, TR: 8,94 s. T1 ağırlıklı, uyarılmış ilave ekolar nedeniyle hiper TSE sekansları (düşük flip açılı tüm TSE sekansları gibi), belirli bir eko süresinde 180°'lik bir TSE sekansına kıyasla daha düşük bir T2 kontrastı sergiliyor. Bu etkiyi telafi etmek amacıyla TE değeri, başlangıçta istenen değere göre artırıldı [20]. Bu noktada, T2 relaksasyon sürelerinin, 9,4T'de 3T ve hatta 1,5T düzeyine göre çok daha kısa olduğunu

unutmamak gerekiyor. Bunun sonucu olarak nispeten düşük bir TE değeri, yüksek bir T2 kontrastı sunabiliyor. Kullanılan hiper TSE protokolünde, %33,7'lik nispi SAR değerine (yani, geleneksel bir TSE sekansına kıyasla SAR düzeyinde %66,3'lük bir düşüş) ulaşıldı. Bu durum, 1 adet yerine 5 kesit görüntünün elde edilmesini sağladı. Şekil 6'da, bir hastadan 9,4T düzeyinde elde edilen ilk hiper TSE görüntüleri görülüyor. Kullanılan AUTO-TRAPS temelli hiper TSE sekansı, çok iyi bir görüntüleme performansı sergiliyor; bu durum, hiper TSE sekanslarının, 9,4T düzeyinde umut vaat eden bir tanısallığa sahip, ultra yüksek çözünürlüklü görüntülerin elde edilmesi için son derece uygun olduğunu gösteriyor.

Hasta ve gönüllülerde proton spektroskopisi

Şu parametrelerin kullanıldığı Uyarılmış Görüntüleme Konumu (STEAM) sekansı ile kimyasal kaymalı görüntüleme (CSI) verileri elde edildi:

TE 20 ms; TR 2000 ms; TM 11 ms; görüş alanı: 160x160 mm²; ilgi alanı (hacmi) (VOI): 60x60x10 mm³ ve 40x40x10 mm³ (sırasıyla, bir gönüllü ve bir hastaya ait); vöksel ebatları: 10 mm³ izotropik; spektral bant genişliği 4000 Hz. Referans gerilim düzeyini donanım sınırlarının altında tutmak için 90°'lik h-sinc RF pulse'larının (4 yan loblu sinc pulse'ları), 90°'lik hermite pulse'ları ile değiştirilmesi gerekti. Ayrıca pulse'ların RF bant genişliği de 3100 Hz düzeyine çıkarıldı. Bu sayede, kimyasal kaymalı yer değiştirme etkisi minimum düzeye indirildi. STEAM sekansı için gerekli referans gerilim düzeyini belirlemek üzere CSI tekniğinden önce Gerçek Flip Açılı Haritalama (AFI) taraması tatbik edildi [25, 26].

Şekil 7'de, 31 yaşındaki sağlıklı bir gönüllüden elde edilmiş spektrumlar görülüyor. Bu vakada, veri toplama için 24 kanallı bir alım anteni ile birlikte 8 kanallı bir iletim sargısı kullanıldı. Bu örnekte spektrumlar, insan beyninin üst kısmından alındı. VOI (ilgi hacmi – sarı kare, Şekil 7), aksiyel düzleme, ön ve arka komisurlar arasındaki çizgiye (ac-pc hattı) paralel bir şekilde yerleştirildi. Sağlıklı bir beyin dokusundan elde edilen tipik bir spektrum (VOI içindeki lokalizasyon mavi kare ile belirtiliyor), Şekil 7B'de gösteriliyor.

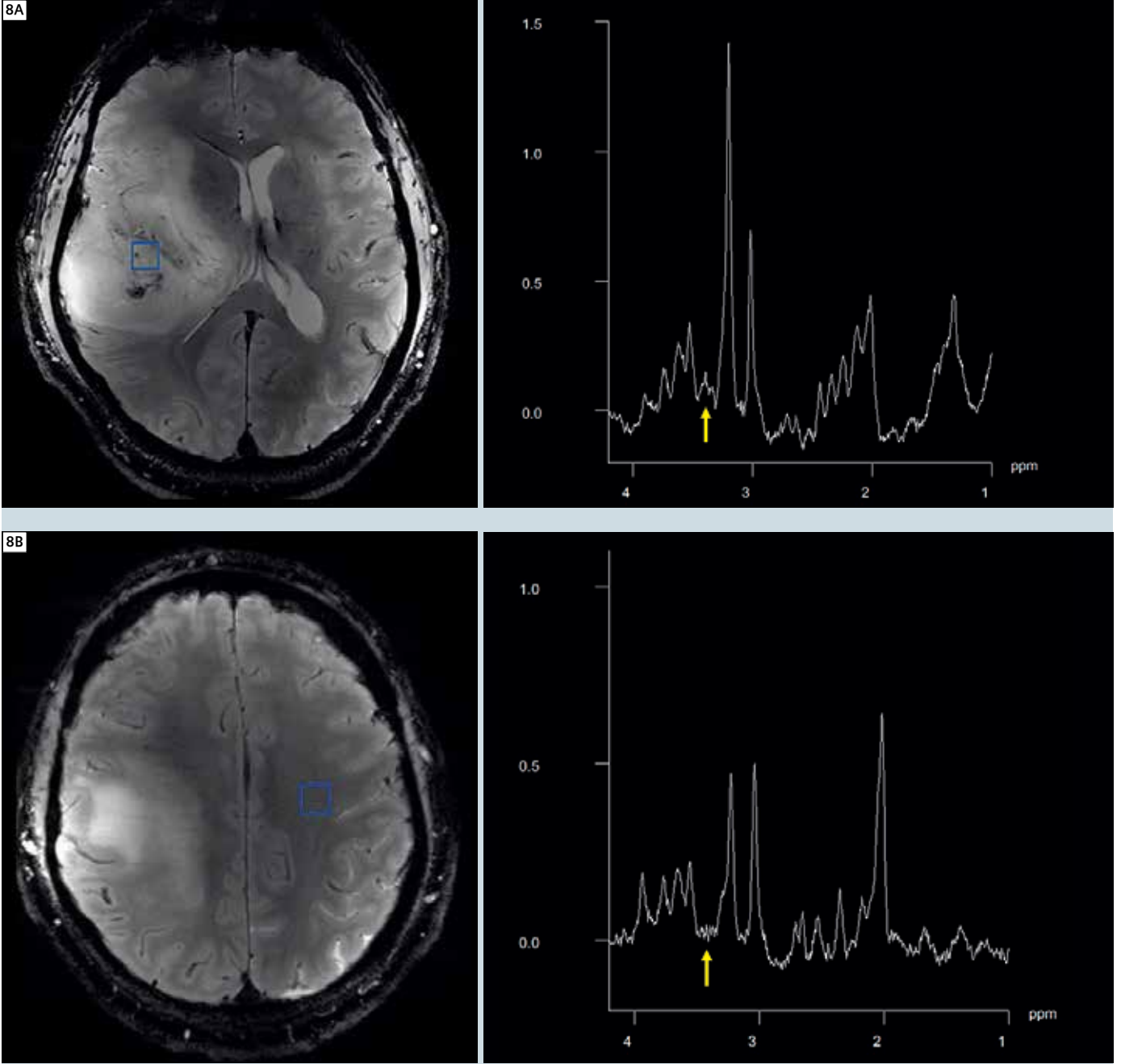
Aşağıda belirtilen beyin metabolitleri tespit edildi: myo-Inositol (Ins, "1" ile işaretli), metilen (CH2) ve metil grupları (CH3) (kreatin ve fosfo-kreatin tipi, Cr ve PCr #2), üst üste binmiş maksimum glutamin ve glutamat (Gln ve Glu, #3), taurin (Tau, #4), kolin içeren bileşikler (tCho, #5), aspartat (Asp, #6), N-asetil aspartat (NAA, #7), Gln (#8), Glu (#9), γ -aminobütrik asit (GABA, #10), N-asetil aspartat glutamat (NAAG, #11) ve makro moleküller (#12).

Yüksek uzaysal çözünürlük ve SNR oranı, düşük manyetik alan güçlerinde, özellikle de ~4 ile ~3,2 ppm ve ~2,9 ile 2,1 ppm arasındaki rezonanslarda, genelde üst üste binen metabolitlerin (Ins, Glu, Gln, GABA, NAA ve NAAG) birbirlerinden ayırılmasına imkan veriyor. Bu bulgular, geçmiş çalışmaların sonuçları ile uyumlu [27, 28]. İlgi hacminden elde edilen tüm spektrumların analizi (Şekil 7C) sonucunda, 4x4 ebatlarındaki merkezi vöksel bölgesinden elde edilen spektrumlarda, görüntü kalitesinin mükemmel olduğu belirlendi. Özel sekanslar [29, 30] ve paralel sinyal iletim teknikleri [31], maksimum miktarlardaki bazı metabolitler (tCho, Cr ve NAA) için hâlâ önem arz eden kimyasal kaymalı yer değiştirme miktarını ve sinyal amplitüdünün uzaysal düzlemde homojen olmayan iletim alanına olan bağlılığını azaltarak spektrum kalitesini daha da artıracak. Şekil 8A'da, klinik açıdan oligodendrogliomasi olduğu kanıtlanmış, 43 yaşındaki bir hastanın beyin dokusundan alınan spektrumlar gösteriliyor. MR taramada, sağ yarımkürede, sol yarımküreye doğru sapmış beyin orta çizgisine baskı yapan genişlemiş bir tümör tespit edildi. Tümör, antero-posterior yönde ön lobdan paryetal loba doğru, kraniyo-kaudal yönde birincil motor kortekste el bölgesinden, lateral fissür boyunca tempora kortekse doğru genişlemiş. Heterojen bir yapıya sahip olan bu tümör, CT taramalarıyla da teyit edildiği üzere, kireçlenmeye maruz kalmış. Bu durum, oligodendroglioma teşhisini destekliyor. Bu vakada tüm CSI verileri, 31 kanallı korumalı bir alım anteni ile birlikte 16 kanallı bir iletim sargısı kullanılarak toplandı. İki farklı lokasyondan spektrumlar elde edildi: lezyon içerisinden (Şekil 8A) ve karşı taraftaki sağlıklı dokulardan (Şekil

8B). Elde edilen spektrumların analizi sonucunda, karşı taraftaki sağlıklı dokulara (Şekil 8B) kıyasla lezyon içinde (Şekil 8A) gelen NAA sinyalinin çok daha zayıf, buna karşın tCho, Glu, Gln, ve Ins sinyallerinin çok daha güçlü olduğu tespit edildi. Bu noktada yapılan gözlemler, çok daha düşük manyetik alanlarda (1,5 ve 3T) gerçekleştirilen geçmiş klinik çalışmaların sonuçları ile tutarlı [28, 29]. Ayrıca elde ettiğimiz sonuçlar, tümör dokusu içindeki Tau ve siklo-Inositol (Siklo) (Şekil 8A ve 8B), sarı ok ile gösterilen) sinyallerinde artış olduğunu ortaya koyuyor. Yapılan en son araştırmalara göre Tau ve Siklo, farklı tümör türleri veya derecelerini birbirinden ayırt etmede önemli bir rol oynuyor [32, 33] ve prognostik işaretçiler olarak kullanılabilir [34]. Ancak düşük manyetik alan güçlerinde Tau ve Siklo'nun H MRS tekniğiyle kesin bir şekilde tespiti zor olabiliyor çünkü bu metabolitlerin rezonansları, yakınlarındaki tCho ve Ins metabolitlerinin rezonansları ile çakışma eğiliminde bulunuyor.

Özet

B1 ve B0'daki inhomojenlik, 9,4T düzeyinde 7T düzeyine göre daha fazla arttı ve bu durum, sinyal gücünde dalgalanmalara neden olsa da 9,4T'de elde edilen görüntü kalitesi makul ve 7T'deki görüntü kalitesi ile kıyaslanabilir nitelikte oldu. Hali hazırda, 3T seviyesinden 7T ve 9,4T seviyesine çıkarken SNR oranında elde edilen muhtemel artışları araştırıyoruz. Elde ettiğimiz ilk sonuçlar, beklediğimiz lineer artışı doğruluyor. Ancak son derece farklı formlardaki sargılar ve farklı alan güçlerinde kullanılan teknolojiler nedeniyle somut bir kıyaslama yapmak oldukça güç. Makroskopik homojen B1 ve B0 alanları, dokular içinde bulunan ve ultra yüksek manyetik alanlarda belirgin bir şekilde artan mikroskopik hassasiyet değişikliklerinin araştırılması için bir ön şart olarak ortaya çıkıyor. Bu nedenle, yakın gelecekte laboratuvarımızda atacağımız en önemli adımlardan biri de paralel sinyal iletim konseptleri ve ilgili RF sargısı teknolojisi ile birlikte yüksek değerli simleme modülleri ile desteklenen dinamik simleme gibi B0 homojenliğini iyileştiren ve kontrol eden sistemlerin hayata geçirilmesi olacak.



8 Lezyondan (8A) ve karşı taraftan (8B) elde edilen yer saptayıcı görüntü ve tekli spektrum. Mavi renkli kareler, spektrumların lokasyonunu işaret ederken sarı renkli oklar, Tau ve Siklo metabolitlerinin konumlarını göstermektedir.

Teşekkürler

Erlangen merkezli Siemens Sağlık Sektörü'nden Dr. Mathias Nittka'ya teşekkürlerimizi sunarız.

7T ve 9,4T'lik sistemler, araştırma amaçlı cihazlardır. Burada belirtilen ürünler hala geliştirilme aşamasında olup, henüz satışa sunulmamıştır. Ürünlerin gelecekteki mevcudiyeti de garanti edilemez.

Beyin Görüntüsü Çıkarma Aracı (FSL), Siemens Sağlık Sektörü'ne ait bir ürün değildir. Siemens, yasal durumu dahil olmak üzere ancak bununla sınırlı olmamak kaydıyla, bu ürün ile ilgili olarak herhangi bir sorumluluk kabul etmemektedir.

syngo DynaPBV Body

Hastaya göre özelleştirilebilir girişimsel tedaviler için perfüzyona yakından bakış

Prof. Philippe L. Pereira, M.D., Radyoloji Bölümü Şefi, Minimum Düzeyde İnvazif Tedaviler ve Nükleer Tıp, SLK Clinics, Heilbronn, Almanya; Prof. Xu Jianrong, Radyoloji Bölümü, Renji Hastanesi, Şanghay, Çin; Doç. Dr. Bora Peynircioğlu, Radyoloji Bölümü, Hacettepe Üniversitesi Hastanesi, Ankara, Türkiye; Prof. Thomas Vogl, M.D., Diagnostik ve Girişimsel Radyoloji Bölümü, Frankfurt Üniversitesi, Main, Almanya

Girişimsel radyoloji laboratuvarlarında bir ilk olmak üzere, girişimsel tedavinin her adımında hastaya göre özelleştirilebilir tedavi trendi, yeni 3D fonksiyonel görüntüleme sistemi *syngo DynaPBV Body* ile destekleniyor. Bu sistem, renk kodlu, kesitsel kan hacim haritaları aracılığıyla lezyonlar ve çevrelerindeki dokularda bulunan kanın dağılımını gösteriyor ve hatta tedavi süresince perfüzyondaki değişiklikleri değerlendirmek için lezyonlardaki kan hacminin kalitatif bir şekilde ölçülmesine imkan veriyor.

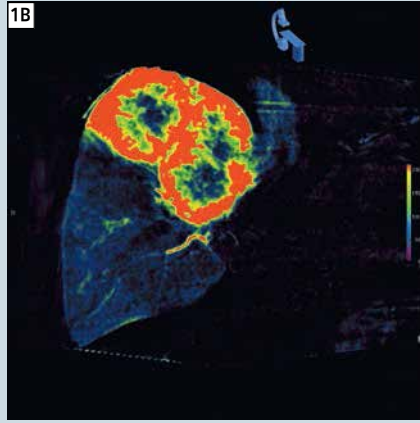
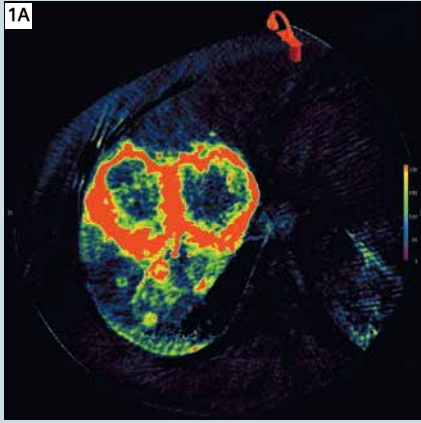
syngo DynaPBV Body, doktorların girişimsel tedaviden önce ve tedavi sırasında hastaların fizyolojik durumları hakkında ek bilgi dinmelerini sağlayan, yeni bir 3D fonksiyonel görüntüleme protokolü. Bu protokol, kan hacmi haritaları, lezyonlar ve çevrelerindeki dokularda bulunan kanın dağılımını gösteriyor. Perfüzyonların söz konusu içyüzü, doktorların lezyonları tanımlamalarına yardımcı oluyor. Kalitatif kan hacmi ölçümleri, tedavinin veya anjiyogenez gibi biyolojik süreçlerin bir etkisi olarak kan dağılımının kıyaslanmasına olanak sağlıyor. Otomatik konumda çalıştırıldığında *syngo DynaCT* sistemi ile önce natif bir tarama, sonra yüksek kontrastlı bir taramanın yapıldığı çift teknikli bir protokol ile kan hacmi bilgileri alınabiliyor. Sonuç olarak, *syngo DynaPBV Body* ile gerçekleştirilen tek bir taramada doktorlar, örneğin tedavi planlaması için damarların resmedilmesine imkan veren, yüksek kontrastlı ve yüksek çözünürlüklü *syngo DynaCT* görüntülerine ek olarak kesitsel kan hacmi haritaları elde ediyorlar. *syngo DynaPBV Body* sistemi ile sunulan en önemli yenilik (2009'da piyasaya sürülen *syngo Neuro PBV IR* ile beyindeki kan

hacmi görüntülemeye kıyasla), örneğin nefes almaktan kaynaklanan esnek hasta hareketlerini telafi edebilme özelliği. Girişimsel radyologlara bu tarz fonksiyonel bilgileri sunabilmek, büyük bir potansiyeli beraberinde getiriyor. Örneğin, girişimsel onkoloji alanında tümör perfüzyonlarının değerlendirilmesi, girişimsel tedavinin tümörün özel niteliklerine göre şekillendirilmesini sağlıyor ve embolizasyon prosedürlerinde, optimum son noktanın tanımlanması işlemini destekliyor. Sözelimi, tümör embolizasyonu, tümör ablasyonu veya alt ekstremitelerdeki tıkalı damarların perkütan transluminal anjiyoplasti prosedürleri aracılığıyla rekanalizasyonu sonucunda doku perfüzyonunda meydana gelen değişiklikleri bilmek, tedaviyi daha güvenli hale getiriyor ve tedaviden daha iyi sonuç alınmasını sağlıyor. Hatta hastanın tedaviye vereceği yanıt ile ilgili bir prediktör olarak da kullanılabiliyor. İlerleyen sayfalarda, girişimsel radyologların *syngo DynaPBV Body* sistemi ile yaşadıkları deneyimler hakkında bilgiler yer alıyor.

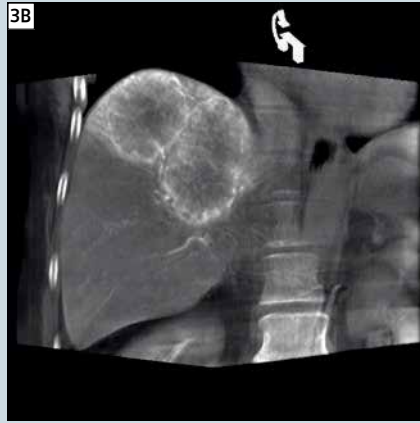
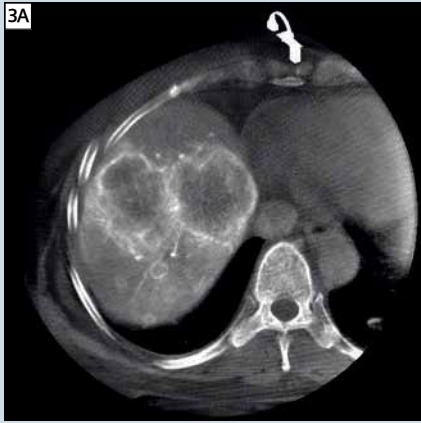
Daha detaylı bilgi için lütfen şu adresi ziyaret ediniz:
www.siemens.com/interventional-oncology
simone.henrichs@siemens.com

“syngo DynaPBV Body sistemini, embolizasyondan önce ve sonra TACE tekniğinin güvenilirliğini ve etkinliğini değerlendirmek için kullanacağız.”

Prof. Philippe L. Pereira, M.D., Radyoloji Bölümü Şefi, Minimum Düzeyde İnvazif Tedaviler ve Nükleer Tıp, SLK Clinics, Heilbronn, Almanya



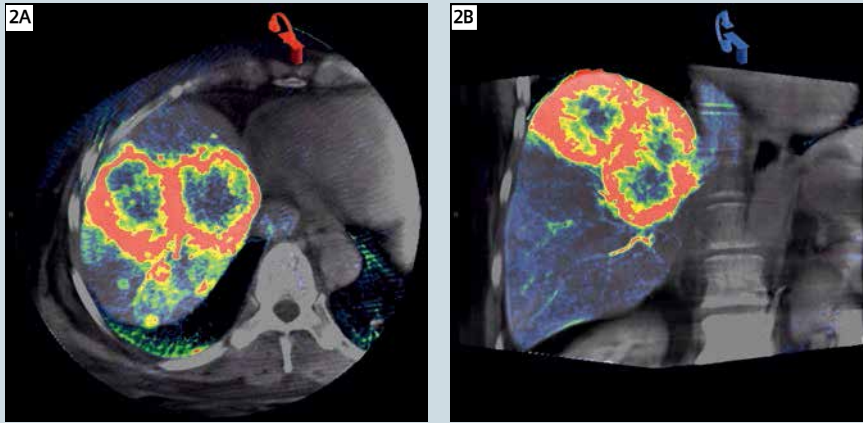
1 [a+b] HCC kan hacmi haritasında, nekrotik çekirdekli ve tümör kenarında yüksek perfüzyonlu, bitişik iki büyük tümör nodülü görülüyor – [a] aksiyel görünüm, [b] koronal görünüm



3 [a+b] syngo DynaPBV görüntüleme protokolü de örneğin damarların resmedilmesi için yüksek kontrastlı syngo DynaCT görüntülerini bağımsız bir veri seti olarak sunuyor – [a] aksiyel görünüm, [b] koronal görünüm

“Ameliyat öncesinde *syngo* DynaPBV sistemiyle çektiğimiz karaciğer görüntülerindeki kan hacmini, CT perfüzyonu ile kıyasladık. İlk sonuçlar, kan hacmi ile CT perfüzyonu arasında yakın bağlantı olduğunu gösteriyor.”

Prof. Xu Jianrong, Radyoloji Bölümü, Renji Hastanesi, Şanghay, Çin



2 [a+b] Kan hacmi bilgilerini ilgili anatomik bilgilere eklemek amacıyla, *syngo* DynaPBV Body sistemi ile elde edilen kan hacmi haritası, natif *syngo* DynaCT görüntüleri ile birlikte yüklenebiliyor – [a] aksiyel görünüm, [b] koronal görünüm

syngo DynaPBV Body sistemiyle çekilen bu görüntüler için Prof. Thomas Vogl'e (M.D.) teşekkür ederiz.

Prof. Thomas Vogl M.D.
Diagnostik ve Girişimsel Radyoloji Bölümü,
Frankfurt Üniversitesi/
Main, Almanya

Temel avantajlar

- Girişimsel radyoloji laboratuvarlarında özelleştirilebilir tedavilere geçiş
- Embolizasyon sonrasında optimum son noktanın tanımlanmasına destek
- Girişimsel tedaviye yanıt vermeyen hastaları doğrudan tespit etme potansiyeli

Radyoembolizasyon tedavisinden önce hepatik arter yatağının izolasyonu için syngo DynaPBV Body sistemi destekli, hazırlık amaçlı arteriografi

Doç. Dr. Peynircioğlu, Radyoloji Bölümü, Hacettepe Üniversitesi Hastanesi, Ankara, Türkiye
Görüntüler için Doç. Dr. Bora Peynircioğlu'na (M.D.) teşekkür ederiz



Hastanın hikayesi

Kronik üst abdominal ağrı çeken ve sarılık olmuş 46 yaşındaki erkek hasta hastaneye başvurdu. Yapılan BT taramasında, pankreasta büyük bir kitle (kısmen nekrotik) ile birlikte karaciğerde benzer düzeyde yüksek kontrastlı ek bir lezyon tespit edildi.

Teşhis

Cerrahi müdahale için uygun olmayan ve kemoterapiye yanıt vermeyen hastaya, pankreas kanseri kaynaklı karaciğer metastazı teşhisi koyuldu. Hasta için radyoembolizasyon (RE) tedavisi öngörüldü.

Tedavi

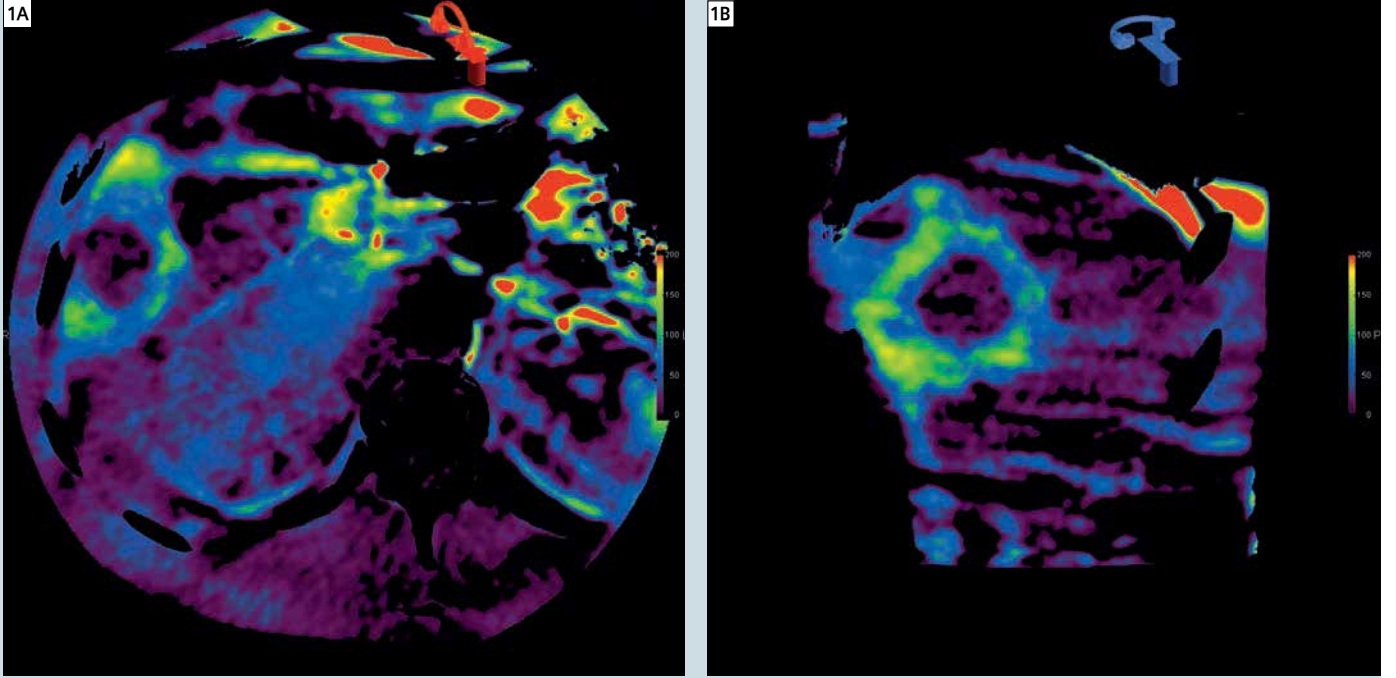
RE için yapılan hazırlık amaçlı arteriografi sırasında perfüzyonun incelenmesi

amacıyla gastroduodenal arterin (GDA) embolizasyonundan önce ve hemen sonra, C kollu CT sistemi ile görüntüler elde edildi (Şekil 1a, b ve 2a, b). RE tedavisi adayı her hasta için rutin olarak gerçekleştirilen bu çalışma, gerçek RE seansı sırasında reflüks olması halinde hedef dışı Yttrium90 (Y90) embolizasyonunu önlemeyi hedefliyor. Hepatik arter yatağından çıkan potansiyel ekstrahepatik şantlar (özefagus, mide veya bağırsağa giden) mikro kateterize edilecek ve kapatılacaktı (genelde mikro koiller ile). Pulmoner şant ise tekniyum etiketli makroalbumin agregatın infüzyonu (gerçek Y90 infüzyonunun davranışlarını taklit eder) aracılığıyla ölçülecekti. Bu vakaya has olarak GDA, mikro koiller kullanılarak embolize edildi. Bunun nedeni, arterin

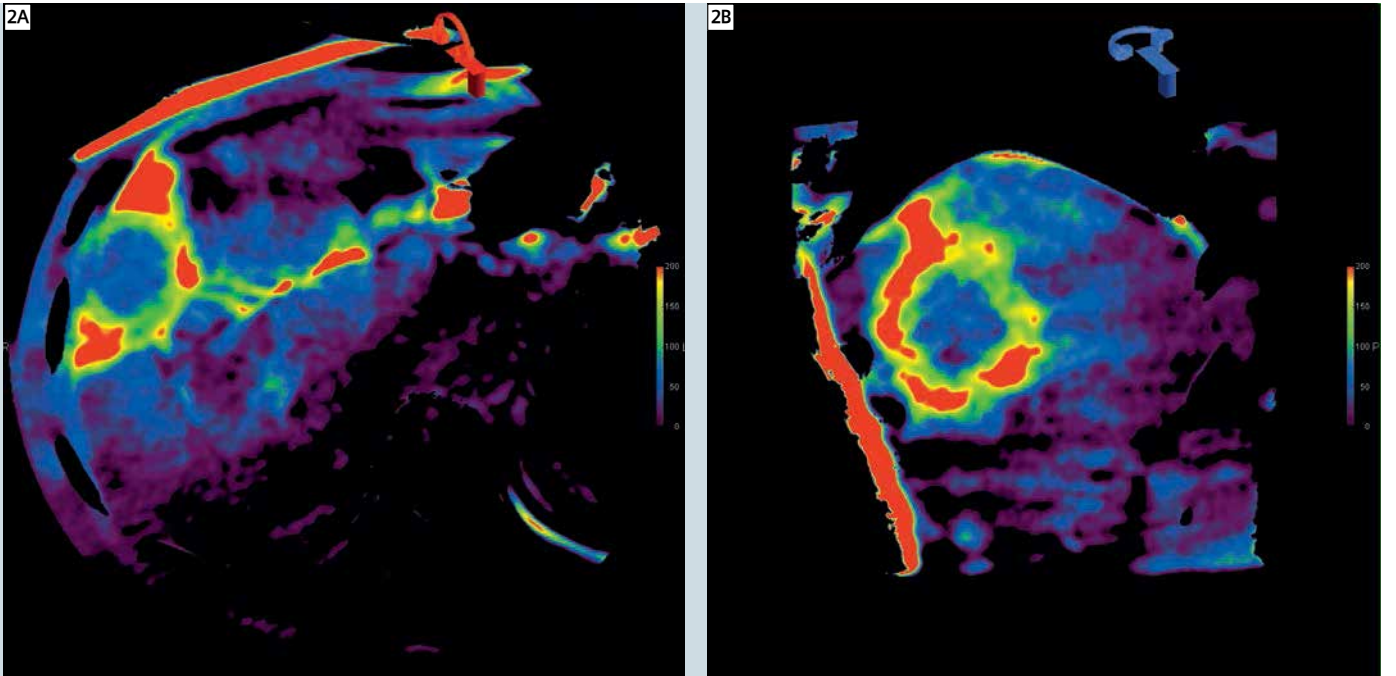
karaciğer metastazını beslemesi değil, gerçek Y90 infüzyonu sırasında reflüks ihtimalini önlemektir. Gerçek Y90 infüzyonu, bu hazırlık seansından on gün sonra başarıyla gerçekleştirildi. RE tedavisinden önce gerçekleştirilen bu tarz bir tamamlayıcı embolizasyon prosedürü zorunlu görülüyordu; ancak bu prosedür eninde sonunda, hepatik kan akışı/ hacminin yeniden dağılımı nedeniyle tümör perfüzyonunda artışa yol açacaktı. Perfüzyondaki belirgin artışlar hem renkli perfüzyon haritaları hem de kan akışının yeniden dağılımının gerçek zamanlı raporunu temsil eden kalitatif ölçümler kullanılarak değerlendirilebiliyor. Anjiyo laboratuvarında, ilk kez olarak tümör perfüzyonunda GDA oklüzyonu nedeniyle istenmeyen bu artış, syngo DynaPBV Body sistemiyle elde edilen kan hacmi haritalarıyla gösterilebiliyor.

Yorumlar

syngo DynaPBV Body sistemi tümör perfüzyonundaki belirgin artışları gerçek zamanlı olarak raporladığı (bakınız, Şekil 2a, b) için girişimsel tedavi uzmanları, onkologlar ve nükleer tıp doktorları, özellikle GDA embolizasyonu da söz konusu ise, hazırlık amaçlı arteriogram ile gerçek tedavi seansı arasındaki bekleme süresini mümkün olabildiğince kısa tutmak konusunda bilinçlidirler. Her ne kadar çok daha fazla hasta ile başka çalışmaların yapılması gerekse de bu gerçeğin farkında olan doktorlar, derhal uygun tedbirleri alacaklardır.



1 [a+b] GDA embolizasyonu öncesinde syngo DynaPBV Body sistemiyle elde edilen görüntüler – [a] aksiyel görünüm, [b] sagittal görünümoklar, Tau ve Siklo metabolitlerinin konumlarını göstermektedir.



2 [a+b] GDA embolizasyonu hemen sonrasında syngo DynaPBV Body sistemiyle ve mikro coiller kullanılarak elde edilen görüntülerde, tümör perfüzyonunda, hepatik arter kan akışı/hacminin yeniden dağılımından kaynaklanan belirgin bir artış görülmektedir – [a] aksiyel görünüm, [b] sagittal görünüm

Prostat kanserinde multiparametrik MRG yönteminin kullanılması

Metin Vural, Aslı Onay, Ömer Acar, Muhittin Erol, Bülent Çolakoğlu, Amerikan Hastanesi;
Ali Avcı, Siemens Sağlık Türkiye

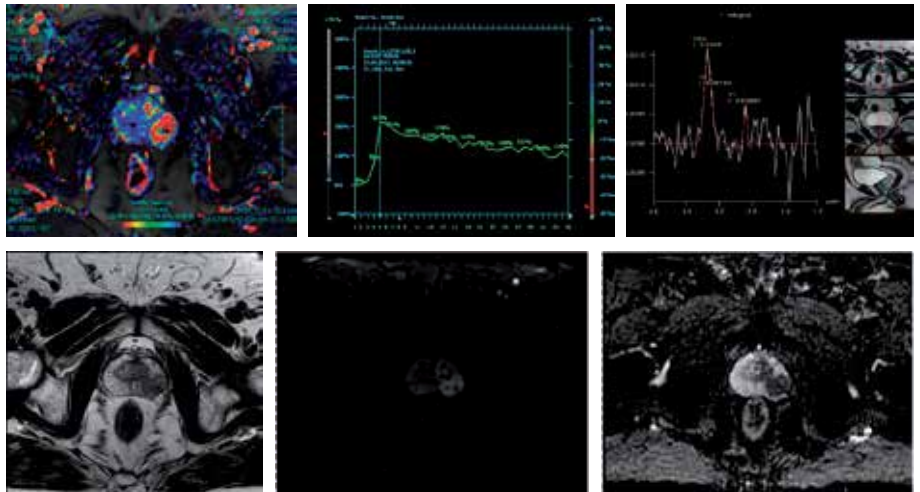
MRG önceleri prostat kanserinin bölgesel evrelemesinde kullanılırken, multiparametrik MRG (Mp-MRG) yönteminin gelişmesiyle birlikte hastalığın tedavi edilebilir evrede tanınması ve lokalize edilebilmesi mümkün oldu. Çoklu düzlemde alınan T2-ağırlıklı görüntülerin ana komponent olarak kullanıldığı bu yöntem, zonal anatominin belirlenmesine ve lezyonun doğru bir şekilde lokalizasyonuna olanak sağlıyor.

Multiparametrik MRG (Mp-MRG) yönteminin gelişmesiyle MRG'nin prostat kanserindeki yeri, bölgesel evrelemeden çıkıp hastalığın tedavi edilebilir evrede tanınması ve lokalize edilebilmesi konumuna geçti. Gün geçtikçe artan sayıda merkez, biyopsi öncesi ya da negatif biyopsi sonrası Mp-MRG yapıyor. Mp-MRG, morfolojik ve fonksiyonel MRG tekniklerinden oluşuyor. Morfolojik bilgiyi sağlayan T2-ağırlıklı görüntülerin yanı sıra dinamik kontrastlı çalışma, difüzyon-ağırlıklı görüntüleme ve 1H-13C MR spektroskopik çalışma gibi fonksiyonel tetkikler kullanılıyor. T2-ağırlıklı görüntülemeye eşlik eden iki adet fonksiyonel tetkik bu incelemenin Mp-MRG olarak adlandırılması için yeterli oluyor [1].

Çoklu düzlemde alınan T2-ağırlıklı görüntüler Mp-MRG'nin ana komponentini oluşturuyor. İnce kesit kalınlığı, düşük FOV ile edilen yüksek çözünürlüklü T2-ağırlıklı görüntüler zonal anatominin belirlenmesine ve lezyonun doğru bir şekilde lokalizasyonuna olanak sağlıyor. Bunun yanı sıra ileri evre tümörlerde seminal vezikül, kapsül ya da nörovasküler demet infiltrasyonu hakkında da bilgi veriyor. Yüksek rezolüsyonlu T2-ağırlıklı görüntülerde sağlıklı periferik zon hiperintens sinyal sergiliyor. Santral gland ise BPH'nin derecesine bağlı olarak heterojen sinyal yapısına sahip bulunuyor. Mp-MRG'nin gelişmesinden önceki evrelerde de kabul

edilen klasik bulgu, tümöral dokunun T2-ağırlıklı serilerde hipointens sinyal sergilemesiydi. Ancak bazı tümörlerin T2-ağırlıklı görüntülerde izointens olması bu yöntemin duyarlılığını azaltıyor. Hemoraji, prostatit, skar, atrofi, radyo ve hormonoterapinin de periferik zonda T2-hipointensite ile kendini göstermesi ise bu yöntemin özgüllüğünü azaltan nedenler olarak ortaya çıkıyor. Heterojen yapı içinde transizyonel zondan gelişen tümörlerin belirlenebilmesinde T2-ağırlıklı seriler en güvenilir yöntem olarak dikkat çekiyor. Lentiküler şekil özelliği, silinmiş kara kalem görünümü, belirsiz sınırlı ve spiküler uzanımlı lezyonlar, düşük sinyal yoğunluğu sergileyen rimin silinmesi, transizyonel zon ile periferik zon arasındaki yalancı kapsülün kesintiye

uğraması ve üretra ya da anterior fibröz stroma invazyonu transizyonel zon kanserlerini tespit etmemizde yaralı bulgulardır [2]. T2-ağırlıklı görüntüleri kapsül, seminal veziküller ve posterior mesane duvarı prostat dışına yayılım açısından değerlendirmek gerekiyor. Duyarlılığı yüksek, ancak özgüllüğü düşük bu yöntemin en az iki fonksiyonel tetkikle desteklenmesi önem taşıyor. Difüzyon-ağırlıklı görüntüleme hücre dışı boşluğun tortuozitesi, dokunun hücre yoğunluğu, glandular yapılanma, hücre membran bütünlüğü ve perfüzyon hakkında bilgi sağlıyor. Ayrıca, lezyon lokalizasyon ve karakterizasyonunun yanı sıra hücre yoğunluğu değerlendirilerek agresivite konusunda da bilgi sağlıyor [3]. Difüzyon ağırlıklı görüntülerde elde



ettiğimiz sinyal, su protonlarının hareketlerinin yanı sıra dokunun T2 relaksasyonunu da yansıtır. Bunun için en az iki b değeri kullanılarak elde edilen ADC (apparent diffusion coefficient) haritası ile T2 relaksasyon etkisi engelleniyor ve sıvı protonlarının difüzyonu hakkında bilgi ediniliyor. Sağlıklı periferel zonda zengin tübüler yapılar içerisindeki sıvıların serbest difüzyonuna bağlı olarak ADC değeri yüksek olabiliyor. Prostat kanseri glandüler dokuyu harap ediyor ve tübüllerin yerini alıyor. Tümörlü dokunun hücre yoğunluğu sağlıklı periferel zona göre daha yüksek oluyor ve ADC haritasında düşük değerler sergiliyor. Yüksek b değerli difüzyon ağırlıklı görüntüler ($\geq 1400 \text{ s/mm}^2$) prostat kanserini belirleme başarısını artırıyor [4]. Difüzyon-ağırlıklı görüntüleme basit ve hızlı bir yöntemdir. En önemli dezavantajı, harekete ve manyetik alan inhomojenitesine duyarlı olması. Düşük uzaysal çözünürlük 3T MR sistemlerinde bile sorun olmaya devam ediyor. Bu nedenle lokal evrelemede yeri sınırlı oluyor.

Dinamik kontrastlı MRG; anjiogenezisi tespit etmede, sayısal olarak değerlendirmede ve antianjiogenetik tedaviye yanıtı değerlendirmede yararlı bir yöntem olarak ortaya çıkıyor. Radikal prostatektomi ve radyasyon tedavisi sonrası rekürren tümörü belirlemede de bu yöntemden faydalanılabiliyor [5]. Kaotik vasküler yapılanma, arteriovenöz şantlar ve membran geçirgenliğindeki artış tümörel dokunun karakteristiklerini oluşturuyor. Ayrıca interstiyel boşluk kanserli dokuda daha geniş olduğundan, plazma ve interstiyum arasında kontrast madde konsantrasyon farkı daha yüksek çıkıyor. Çoğu kanserli dokuda kep, Ktrans gibi transfer oranı sabitleri artacağı için farmakokinetik analizden kanserli prostat dokusunu lokalize etmede yararlanılabiliyor.

Dinamik kontrastlı MRG çalışması bolus kontrast madde uygulaması sonrası 3D T1-ağırlıklı fast spoiled gradient-eko (FLASH) sekansı kullanılarak birbiri ardınca görüntülerin elde edilmesinden oluşuyor. İdeal temporal çözümleme için 5-15 saniye süreler öneriliyor [6].

Kullanılan MR cihazına göre değişmekle beraber, dinamik serilerin en az 5 dakika tekrarlanması gerekiyor. Ancak özellikle ufak tümörlerde belirgin olmak üzere, anjiogenezis tüm tümörlerin değişmez özelliği değildir; enflamasyon gibi benign durumlar da anjiogenezisi artırarak yalancı pozitif sonuçlara yol açabiliyor.

MR spektroskopik inceleme genellikle tüm prostati kapsayan volüm çalışması ile yapılıyor. Endorektal coil kullanımı 3T sistemlerde kuvvetle öneriliyor ve 1,5T sistemlerde zorunluluk olarak kabul ediliyor [7]. Prostat incelemesinde spektrallarda baskın olan yükseltir sitrat (yaklaşık 2,60 ppm), kreatinin (3,04 ppm) ve kolin (3,20 ppm) protonlarından elde ediliyor. Kanserli dokuda sağlıklı periferel zon ya da BPH dokusuna göre sitrat yükseltisinde azalma ve hücre membran sentezinde önemli rol oynayan kolin yükseltisinde artış izleniyor. Rutin incelemelerde kullanılan MRG cihazları ile kolin ve kreatinin ayırımı net olarak yapılamadığından kolin+kreatininin/sitrat oranı en yaygın metabolik biomarker olarak kullanılıyor. MR spektroskopik incelemesi ile lezyonun lokalizasyonu dışında agresivitesi hakkında da bilgi edinilebiliyor. Kanser rekürrensini tespitinde ve tedaviye yanıtın takibinde de MR spektroskopiden yararlanılabiliyor [5, 8]. Göreceli olarak daha uzun inceleme zamanı ve deneyime olan gereksinim, MR spektroskopinin başlıca dezavantajlarını oluşturuyor.

Radyologların karşılaştığı önemli bir diğer sorun da elde edilen karmaşık Mp-MRG sonuçlarının en yalın ve etkin haliyle klinisyenlere aktarılması. Bu amaca hizmet etmek için ESUR tarafından kabul edilen puanlama sisteminin (PI-RADS) kullanılması, yapılandırılmış raporlama sistemi ve lezyonun lokalizasyonu için prostati en az 16 ve ideal olarak 27 bölgeye ayırın şemanın kullanımı yararlı olabiliyor [1].

Referanslar

1. Barentsz JO, Richenberg J, Clements R, et al. ESUR prostate MR guidelines 2012. Eur Radiol. 2012 April; 22(4): 746-757.
2. Hricak H, Choyke PL, Eberhardt SC, Leibel SA, Scardino PT. . Imaging prostate cancer: a multidisciplinary perspective. Radiology 2007;243(1):28-53.
3. Tan CH, Wang J, Kundra V. Diffusion weighted imaging in prostate cancer. Eur Radiol 2011; 21: 593-603.
4. Katahira K, Takahara T, Kwee TC, et al. Ultra-high-b-value diffusion-weighted MR imaging for the detection of prostate cancer: evaluation in 201 cases with histopathological correlation. Eur Radiol 2011;21(1):188-196.
5. Alessandro Sciarra, Valeria Panebianco, Stefano Salciccia, et al. Role of dynamic contrast-enhanced magnetic resonance (MR) imaging and proton MR spectroscopic imaging in the detection of local recurrence after radical prostatectomy for prostate cancer. Eur Urol 2008;54:589-600.
6. Dickinson L, Ahmed HU, Allen C, et al. Magnetic resonance imaging for the detection, localisation, and characterisation of prostate cancer: recommendations from a European consensus meeting. Eur Urol 2011; 59:477-494
7. Rajan T. Gupta, Christopher R. Kauffman, Thomas J. Polascik, Samir S. Taneja, Andrew B. Rosenkrantz, The State of Prostate MRI in 2013 Oncology. Vol. 27 No. 4 2012;22:746-57.
8. Pickett B, Kurhanewicz J, Coakley F, Shinohara K, Fein B, Roach M., III Use of MRI and spectroscopy in evaluation of external beam radiotherapy for prostate cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2004;60:1047-1055.

Onkolojik ve onkolojik olmayan hastalarda, difüzyon ağırlıklı tüm vücut görüntülemeye ilişkin ilk deneyimler

Marcos Vieira Godinho, M.D.¹; Romulo Varela de Oliveira, M.D.¹; Clarissa Canella, M.D., MSc¹; Flavia Costa, M.D., MSc¹; Thomas Doring, MSc¹; Ralph Strecker, Ph.D.²; Romeu Cortes Domingues, M.D.¹; Leonardo Kayat Bittencourt, M.D., MSc¹

¹ Clínica de Diagnóstico por Imagem, Rio de Janeiro, Brezilya

² Siemens Sağlık Sektörü, São Paulo, Brezilya

Giderek yaşanan dünya nüfusu ve onkolojik hastalıkların yüksek insidans oranı karşısında, difüzyon ağırlıklı tüm vücut görüntüleme (WBDWI) tekniğinin kullanımı yaygınlaşıyor.

Genel bilgi

Başlangıçta akut inmelerde bir tanı aracı olarak kullanılan difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DWI), yıllar içinde, sadece ekstrakraniyal patolojili hastalıkların teşhis ve tedavisinde değil, aynı zamanda sistemik hastalarda bir tüm vücut analizi olarak giderek artan bir rol oynamaya başladı.

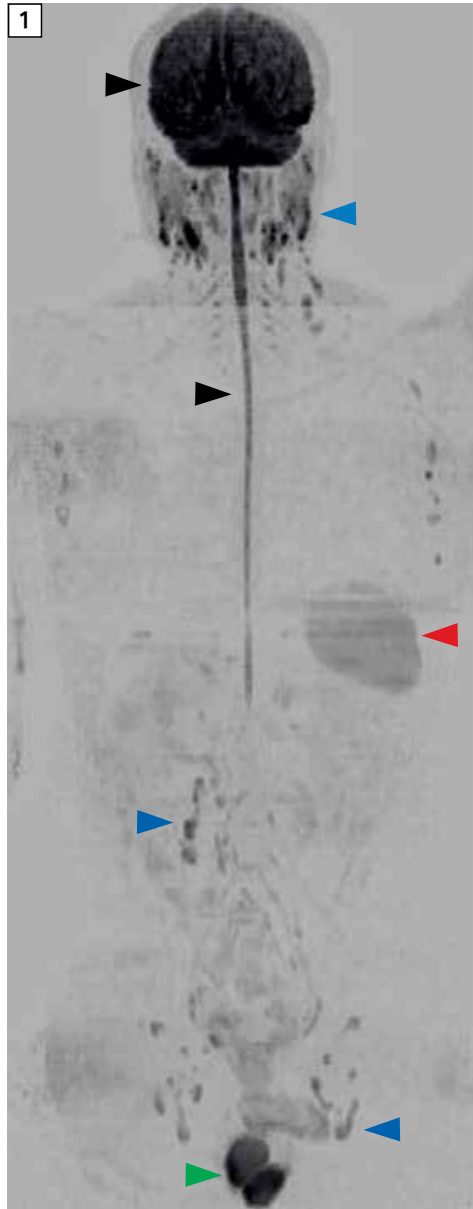
Difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DWI) tekniği ile tespit edilen belirtilerin sayısında istikrarlı bir artış gözleniyor. Giderek yaşanan dünya nüfusu ve onkolojik hastalıkların yüksek insidans oranı karşısında, difüzyon ağırlıklı tüm vücut görüntüleme (WBDWI) tekniğinin kullanımı yaygınlaşıyor.

WBDWI tekniğini ilk olarak meme, prostat, gastrointestinal, hematolojik ve diğer tip kanserlere yakalanmış onkolojik hastaların teşhisinde yerleşik bir yöntem olarak kullandık. Daha sonra bu tekniğin otoimmün, inflamatuvar ve bulaşıcı hastalıkları olan kişilerde kullanımını araştırmaya karar verdik.

Bu makalenin amacını; analiz tekniğimizi, muhtelif görüntüleme protokollerini, onkolojik ve onkolojik olmayan hastalıklar ile yaşanan deneyimleri ve görüntü bulgularının nasıl değerlendirildiği ile çalışmayla bağlantılı sınırlamaları açıklamak olarak özetleyebiliriz.

Yöntemler

2011 yılının Eylül ayından beri kliniğimize, teşhis veya tarama süreci devam eden ve geleneksel MR görüntüleme ile metastaza



1 Geçmişinde bademcik ve apandisit ameliyatları geçirdiği bilinen ve normal servikal, ileoçekal ve inguinal düğümlerinde (mavi ok ucu), dalağında (kırmızı ok), merkezi sinir sisteminde (siyah ok) ve testislerinde (yeşil ok) sınırlı difüzyon belirtisi veren, 27 yaşında, sağlıklı kontrol deneğinin b800 WBDWI tekniği ile çekilen 3D MIP frontal görüntüsü. İstasyonlar arasındaki görüntü kontrastı farklarına dikkat ediniz.

uğradıkları tespit edilen hastalar ile otoimmün veya inflamatuvar sistemik hastalıkları bulunan hastalar ve metastatik hastalıklar açısından ayırıcı tanı niteliğine sahip görüntü bulguları olan hastaları kabul ediyoruz. Bazı vakalarda amaç, ön tedaviye başlamadan önce hastalığın evresini belirlemektir; diğer tüm vakalarda, hastaları tedavi sırasında sürekli denetim altında tuttuk.

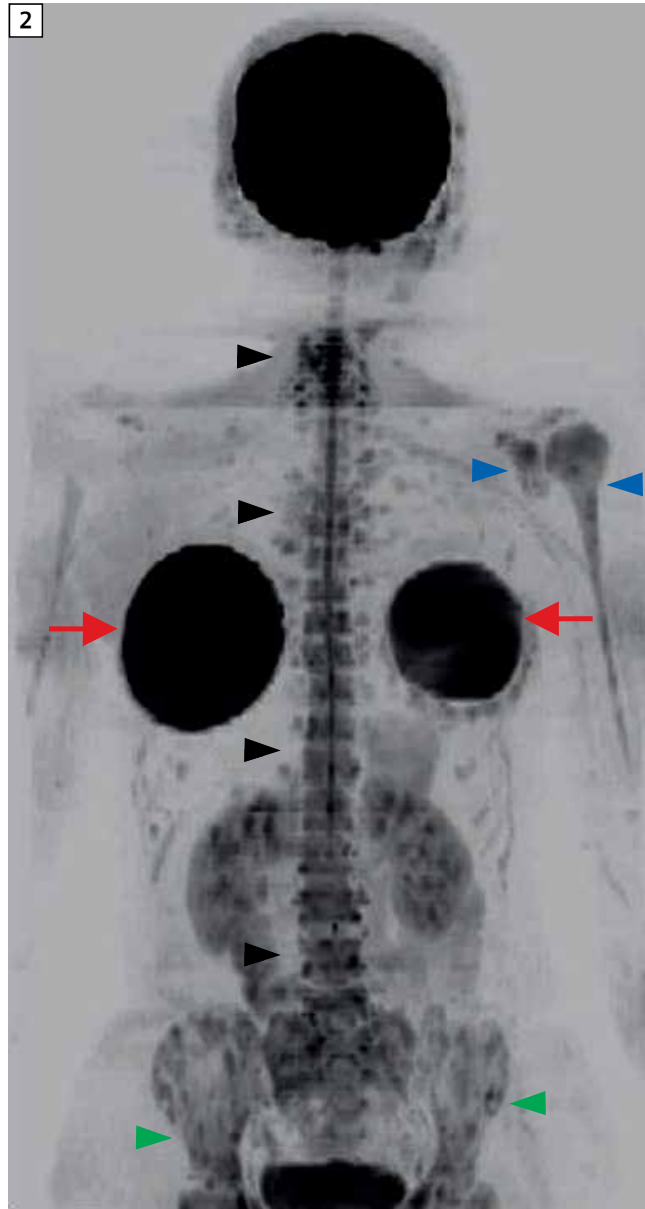
Bu araştırmada, merkezimize kısa bir süre önce kurulmuş, 18-kanallı, vücut fazlı iki adet düzenlenmiş sargı ile birlikte 20-kanallı kombine Baş/Boyun sargı 1,5T klinik tarayıcıda (MAGNETOM Aera, Siemens Sağlık Sektörü, Erlangen,

Almanya) WBDWI tekniği kullanıldı. Hastalar sırtüstü yatar halde tarandı. Serbest nefes konumunda yağ baskılamalı STIR (short tau inversion recovery) tekniği ile yeniden yapılandırılmış dört grup DWI görüntüsü elde edildi. Taramalarda kullanılan parametreler şunlardı: eko süresi (TE): 79 ms; tekrarlama süresi (TR): 19000 ms; inversiyon süresi (TI): 180 ms; b-değerleri: 0 – 800 s/mm²; okuma bant genişliği: 1502 Hz/piksel; 5 ortalama; görüş alanı (FOV): 400 mm; kesit kalınlığı (SL): 5 mm; matris ebatları: 128x128; vokselle ebatları 3,1x3,1x5,0 mm³; istasyon (grup) başına görüntü alma süresi: 7,17 dakika. Protokol, aksiyel, T1 ağırlıklı

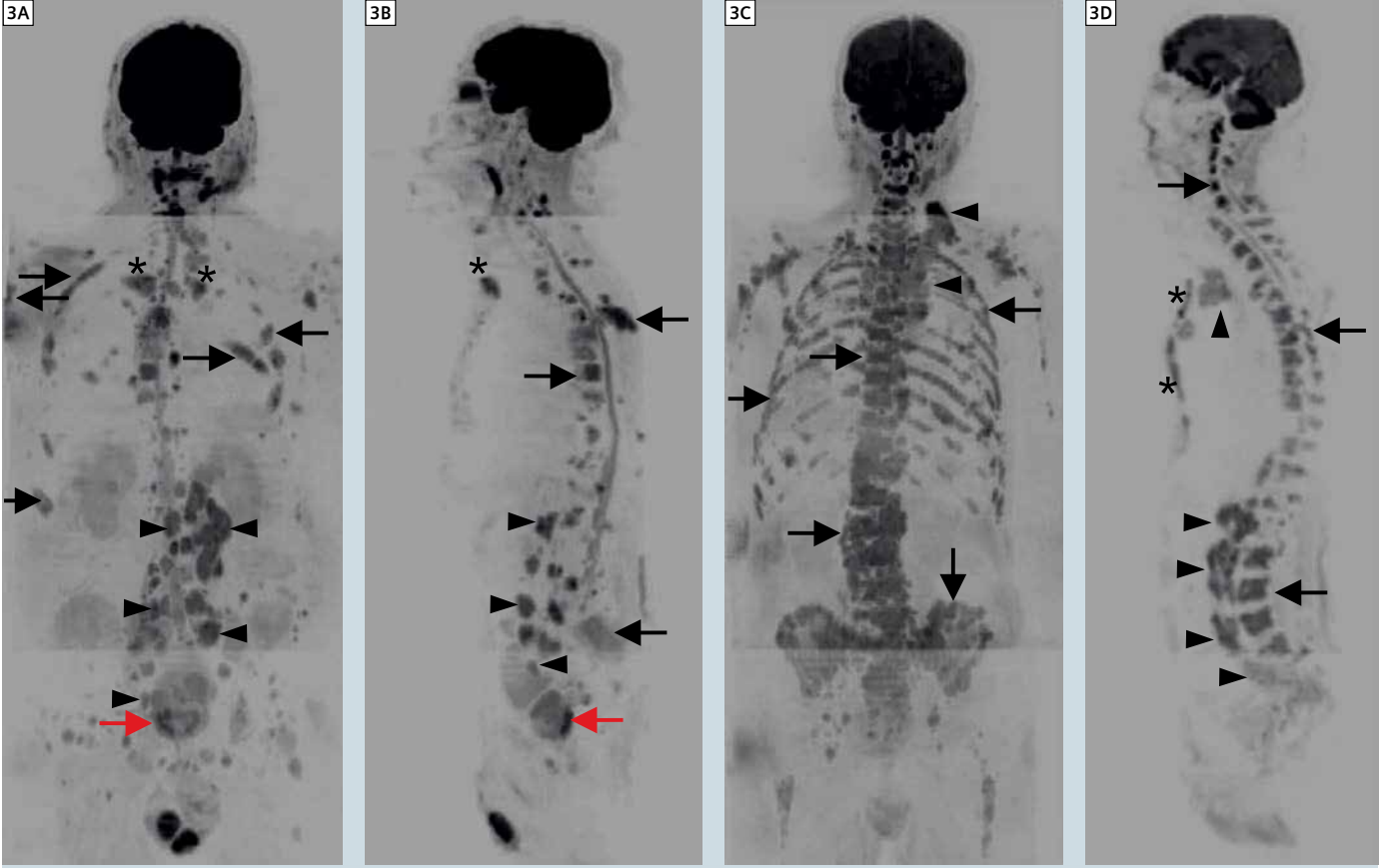
(T1w), dört grup VIBE faz içi ve karşıt faz görüntüleri (TR 7,01 ms /TE1 2,38 ms / TE2 4,76 ms, FOV: 450 mm, SL: 5 mm, matris ebatları: 512x512, voksele ebatları: 0,9x0,9x5 mm³) ve yağ süpresyonlu STIR tekniği ile yeniden yapılandırılmış, aksiyel, T2-ağırlıklı (T2w) HASTE görüntülerini (TR 600 ms /TE 81 ms, FOV: 420 mm, SL: 5 mm, matris ebatları: 256x256, voksele ebatları: 1,6x1,6x5 mm³) de kapsamaktaydı. Çalışmada, hastanın boyun, göğüs, abdomen, pelvis bölgeleri ile proksimal uylukları incelendi. Son grup görüntüler alındıktan sonra dört grup görüntü aynı hizaya dizildi. Herhangi bir kontrast maddesi tatbik edilmedi ve her bir taramanın toplam süresi yaklaşık 60 dakikaydı. Şu ana kadar, sağlıklı denekler ile 4 tarama, gerçek onkolojik hastalar ile 9 tarama (1 meme kanserli, primer bölgesi bilinmeyen küçük hücre kanserli 1 hasta, 3 prostat kanserli, 2 gastrointestinal nöroendokrin kanserli, plazmasitomalı 1 hasta, 1 lenfoma vakası) ve onkolojik olmayan vakalar (prostat iltihaplı 1 hasta, 1 dermato-polimiyozit vakası, 1 spondilartirit vakası, kronik olarak nükseden, 1 multifokal osteomyelit vakası) ile 4 tarama gerçekleştirdik.

Görüntüleme bulguları

Hedefimiz, bazı neoplazmaların ve bunların metastazlarının, hiperselüler doğası nedeniyle difüzyonu sınırladığı ilkesi temelinde çeşitli bulgular bulmaktır. İnflamatuvar/bulaşıcı hastalıkların da vücut boyunca sınırlı difüzyonlu benekleri olabilir çünkü bu hastalıklardan bazıları, apse oluşumuna yol açabiliyor. Her zaman lezyonları tespit etmeye ve dağılımlarını tanımlamaya çalıştık. Diğer hastalarda, ilerleyen bölümlerde açıklandığı üzere, T2 parlama etkisini araştırmak için b0 görüntülerini de analiz ettik. WBDWI tekniğini değerlendirebilmek için, b0 ve b800 görüntülerinde, dönüştürülmüş gri skalayla 'ham' verileri kullandık ki bu sayede sınırlı difüzyonlu lezyonlar, beyaz bir arka planda siyah benekler olarak görüntülenebildi (Şekil 4B ve 6). Bazı vakalarda, hesaplanmış b1400 görüntülerini de çekerek bulguların özgüllük oranını artırdık. Bu vakada ise sadece gerçekten sınırlı difüzyonlu lezyonlar görüntüledi. Tüm hastalar



2 Meme kanseri teşhisi konmuş, zaman içinde bilateral mastektomi ve mamoplasti geçirmiş ve kemoterapi tedavisi görmüş, 39 yaşında kadın hasta.(2A) WBDWI tekniği ile elde edilmiş 3D rekonstrüksiyon görüntüleri: Servikal, torasik ve bel omurgası (siyah ok), pelvis (yeşil ok), sol glenoid ve humerus (mavi ok) boyunca çoklu kemik metastazı. Meme protezlerine (kırmızı ok) dikkat ediniz.



3 Prostat kanserli iki ayrı hasta. Kısa bir süre önce kemik lezyonlarının araştırılması esnasında prostat kanseri teşhisi konan, 79 yaşındaki erkek bir hastanın b800 WBDWI 3D MIP görüntülerinin frontal (3A) ve lateral (3B) görünüşleri: köprücük kemiğindeki (yıldız işareti) lezyonlar ve pelvis ve retroperitonda bulunan genişlemiş lenf düğümleri (ok uçları) dahil olmak üzere çoklu kemik metastazları (siyah oklar). Ayrıca, prostatta (kırmızı oklar) bulunan büyük oranda kısıtlanmış difüzyona dikkat ediniz. Prostatektomiden sonra nükseden tip metastatik prostat kanseri teşhisi konan, 84 yaşındaki erkek hastanın b800 WBDWI 3D MIP görüntülerinin frontal (3C) ve lateral (3D) görünüşleri: sternumdaki metastazlar (yıldız işareti), pelvis ve retroperitonda bulunan genişlemiş lenf düğümleri ve mediastinal ve supraklaviküler düğümler (ok uçları) dahil olmak üzere yaygın kemik lezyonları (oklar ile gösterilen). Daha nadir görülen mediastinal ve supraklaviküler düğümler, hastalığın ilerlediğini göstermektedir.

için Görünen Difüzyon Katsayısı (ADC) haritaları çıkarıldı ve ADC değerleri ölçümlendi. Ayrıca tüm vakalarda, Siemens düzenleme aracını kullanarak, üç boyutlu, maksimum yoğunluklu projeksiyon (3D MIP) ile görüntülerin rekonstrüksiyonunu gerçekleştirdik. Anatomik bir referans oluşturmak ve WRDWI görüntüleri ile birleştirmek amacıyla T1w ve STIR görüntülerini kullandık.

Kontrol denekleri

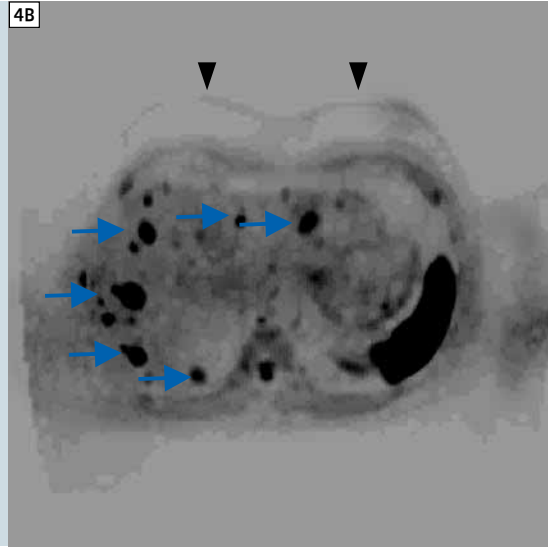
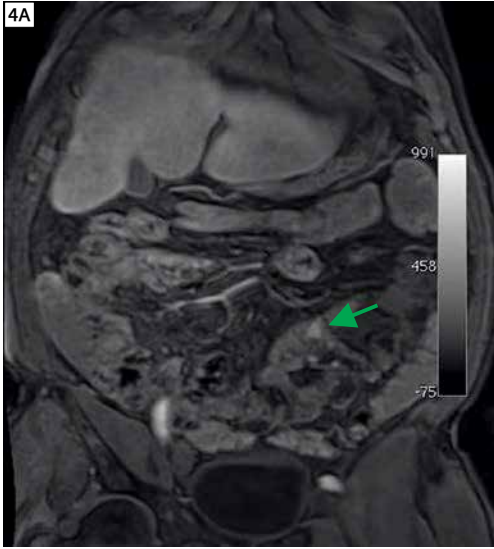
Hastalar ile gerçek çalışmaya başlamadan önce, yapay görüntülerin ortaya çıkma ihtimalini, hatalı kayıtlardan kaynaklanabilecek sorunları ve çalışmanın doğal kısıtlamalarını düşünerek protokollerini test etmek ve ayarlamak ve taramalardaki normal bulguları

anlayabilmek için sağlıklı denekler üzerinde ön çalışma yaptık. Başta testis olmak üzere normal beyin dokusu, omurga ve dalak, difüzyonu gözle görülür bir şekilde sınırlandırdı. Kontrol vakalarında bile, hastalık taşımayan küçük lenf düğümleri, özellikle de boyundaki lenf düğümleri sınırlı difüzyon sergiledi. Bu bulguyu, bu çalışmanın en önemli kısıtlamalarından biri olarak görüyoruz. (Şekil 1) Bazı hastalarda, baş/boyun bölgesinden çekilen görüntüler ile toraks bölgesinden çekilen görüntüler arasında bir uyumsuzluk gözlemlendi. Önceden başka uzmanlarca da paylaşıldığı üzere, en dikkat çekici sorun, sagittal MPR görüntülerindeki ' kırık omurga ' durumudur [1]. Ayrıca bazı vakalarda, farklı grup görüntüler arasında uzaysal yoğunluk farkları tespit ettik; bu

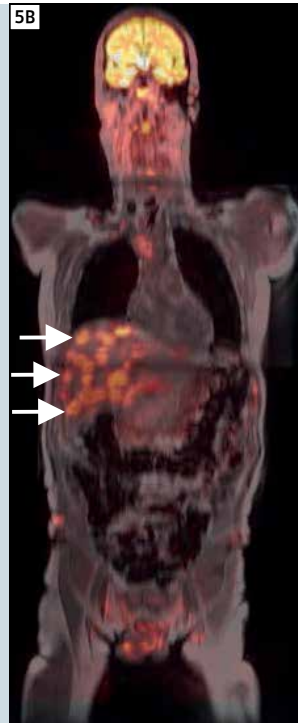
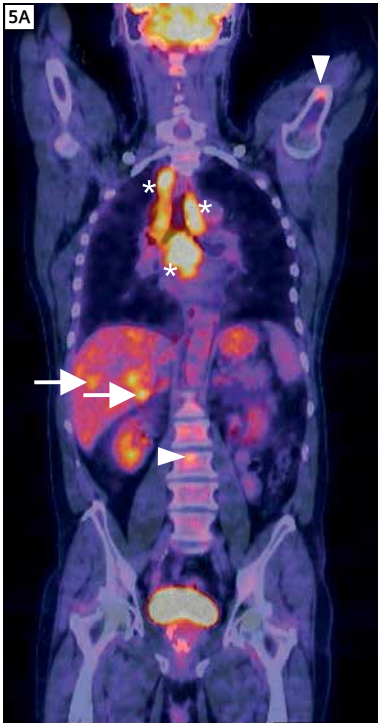
durum, MPR görüntülerinin değerlendirme sürecini aksatmaktaydı. Burada şu noktayı belirtmek gerekir ki hem ' kırık omurga ' yapay görüntüsü hem de homojen olmayan sinyaller, syngo MR D13A yazılım versiyonunda bulunan, Görüntü Düzenlemeye yönelik yeni Difüzyon Konumu kullanılarak düzeltilebilir. Kolların tamamını çalışmamız kapsamına almadık, çünkü o takdirde FOV ebatlarında bir artış söz konusu olacak, bu durum da görüntülerin çözünürlüğünü azaltacaktı.

Onkolojik hastalar

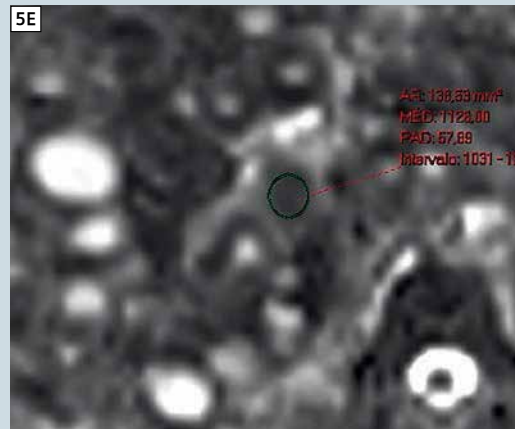
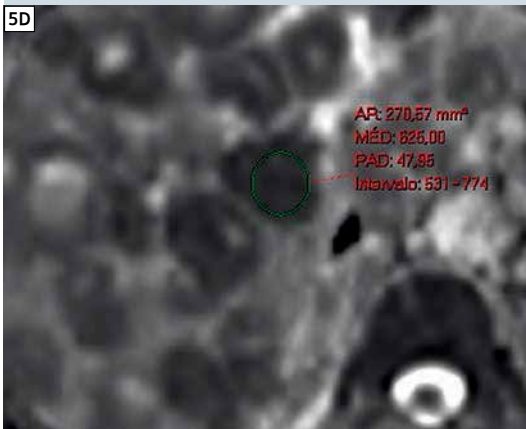
WBDWI tekniğinin en çok öne çıkan özelliklerinden biri de incelenen onkolojik hastaların birçoğunda çok iyi bir şekilde görüntülenen, her tip dağılım örneği sergileyen (Şekil 2, 3, 5-9) ve bir kısmı biyopsi tekniği ile teyit edilmiş metastatik



4 İnce bağırsağında karinoid tümör olan, 70 yaşında erkek hasta. Manyetik rezonans enterografisi (4A): yüksek kontrastlı ince bağırsak lezyonu (yeşil ok). Aksiyel b800 görüntüsü (4B): çoklu karaciğer metastazları (mavi ok). Hastalığın primer lokasyonu, bu vakada iyi belirlenmemiştir.

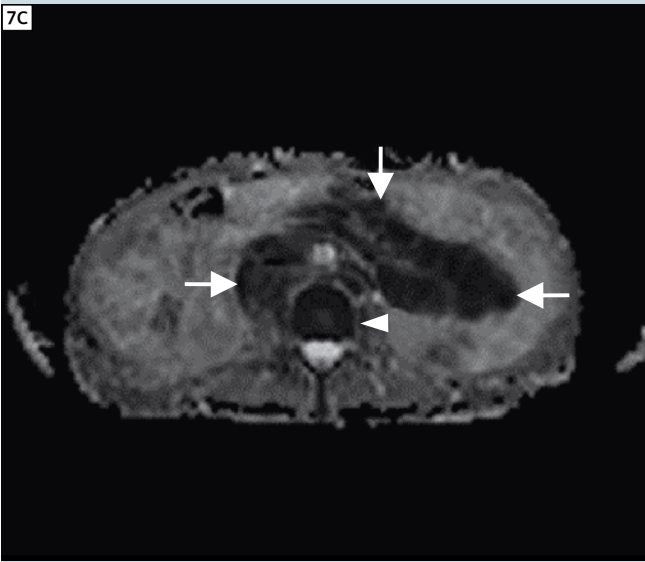
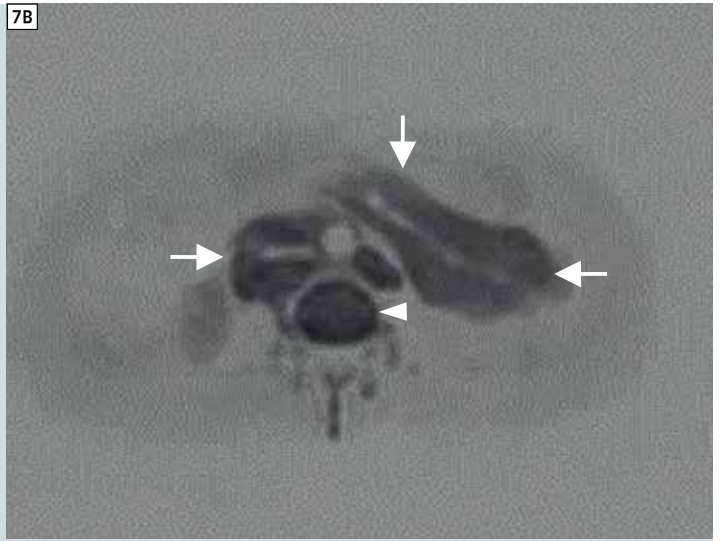
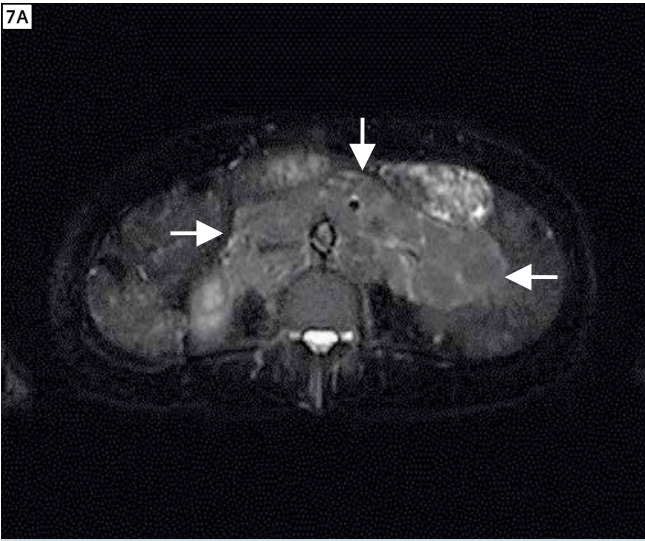


5 Son altı aydır kilo kaybı yaşayan, 67 yaşında erkek hasta. Genişlemiş mediastinal lenf düğümüne yapılan biyopside, küçük hücre kanseri tespit edildi. Hastalığın primer lokasyonu saptanamadı. PET-CT görüntülerinin koronal düzlemdeki rekonstrüksiyonu (5A), karaciğer (oklar ile gösterilen), kemik lezyonları (ok uçları) ve genişlemiş mediastinal lenf düğümlerinde (yıldız işaretleri), florodeoksiglükoz alımı olduğunu gösteriyor. Birleştirilmiş T1w faz içi ve b800 DWI koronal görüntüleri (5B ve 5C): önemli ölçüde sınırlı difüzyonlu lezyonlar. Bu lezyonlardan bazılarında merkezi nekroz (oklar ile gösterilen), bazılarında kemik metastazları (ok uçları) ve bazılarında da genişlemiş mediastinal lenf düğümleri (yıldız işaretleri) söz konusudur. Kemik lezyonları, WBDWI tekniği ile daha iyi görüntülense de görüntülerin karşılaştırılması mümkün olmadı, çünkü WBDWI tekniği PET-CT taramasından iki ay sonra tatbik edildi. Tedaviden iki ay sonra birinci DWI taraması (5D) ile ikinci DWI taraması (5E) ile bir karaciğer lezyonundan elde edilen ADC değerlerinin karşılaştırılması: Takip amaçlı yapılan taramadaki görüntüde lezyonun ADC değeri yükselmisti. Karaciğer boyunca, başlangıç tedavisinden sonra daha fazla kistik/nekrotik dejenerasyonlu alan bulunduğu dikkat ediniz.

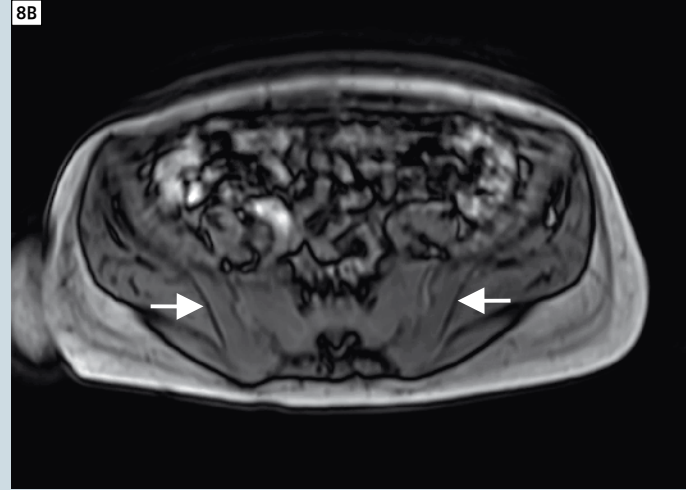
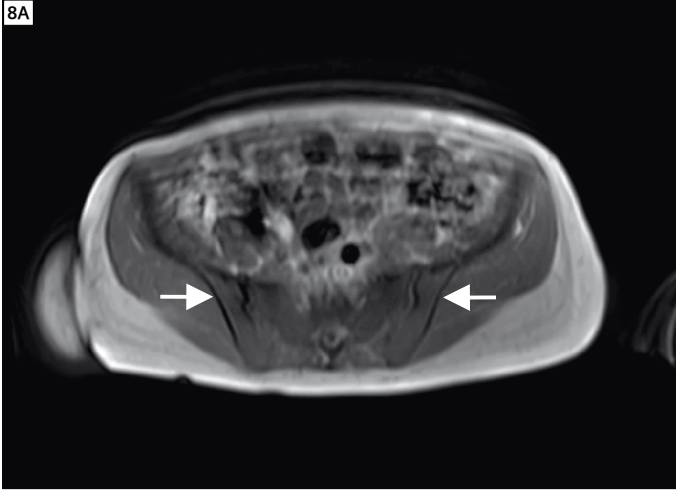




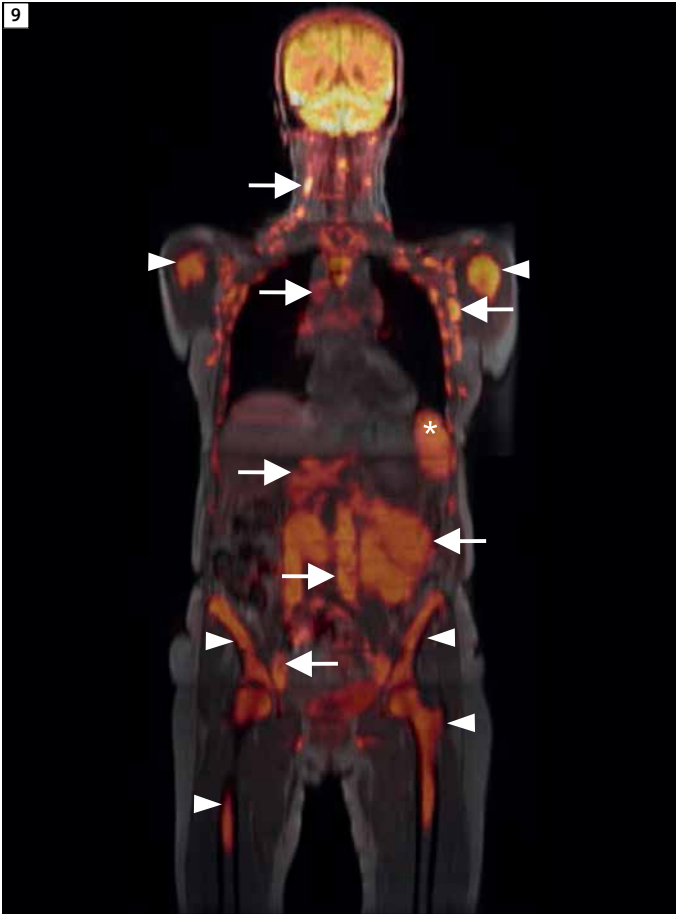
6 Dorsal torasik ağrısı olan, 46 yaşında kadın hasta. Aksiyel b800 görüntüsü (6A) ve hesaplanmış b1400 görüntüsünde (6B), dorsal vertebral (sırt omurları) yapıda (oklar ile gösterilen) belirgin bir şekilde sınırlı difüzyonlu yayılabilir lezyon görülüyor. Biyopsi sonucunda plazmasitoma teşhisi koyuldu.



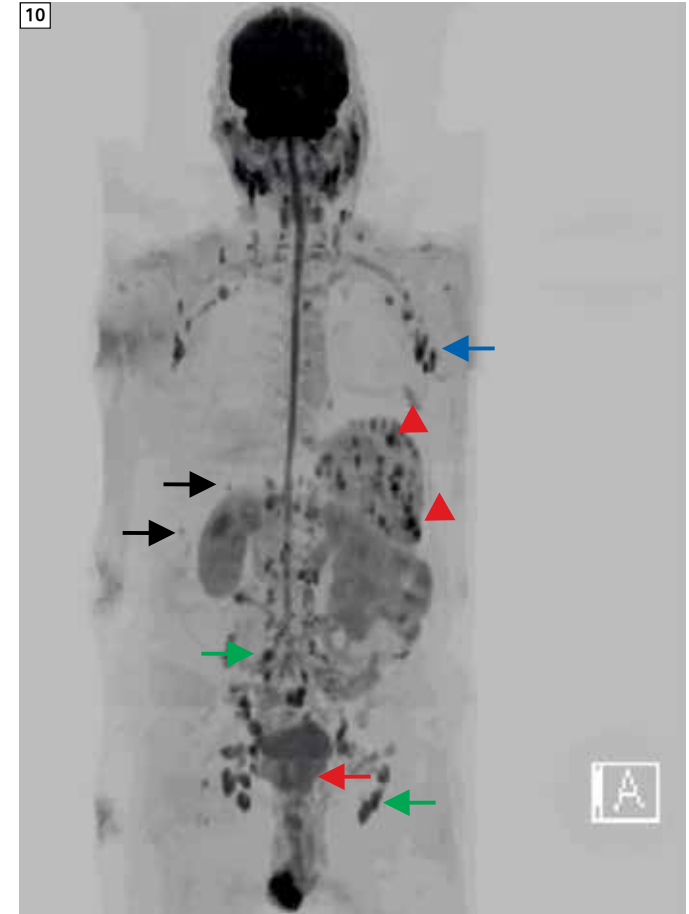
7 Nükseden tip lenfomalı ve yaygın miktarda genişlemiş lenf düğümü ve kemik iliği infiltrasyonu söz konusu olan, 66 yaşında kadın hastanın WBDWI görüntüsü. STIR (7A), b800 DWI (7B), ADC haritası (7C) ve birleştirilmiş STIR ve b800 DWI (7D) görüntülerinde, bir yığın retroperitoneal ve mezenterik lenf düğümü kitlesi (oklar ile gösterilen) ile birlikte lumbal omurlardan birinin kemik iliğinde sınırlı difüzyon (ok ucu) görülüyor.



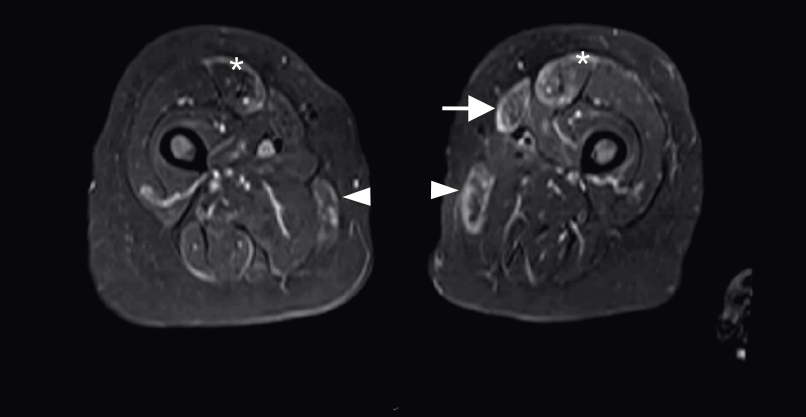
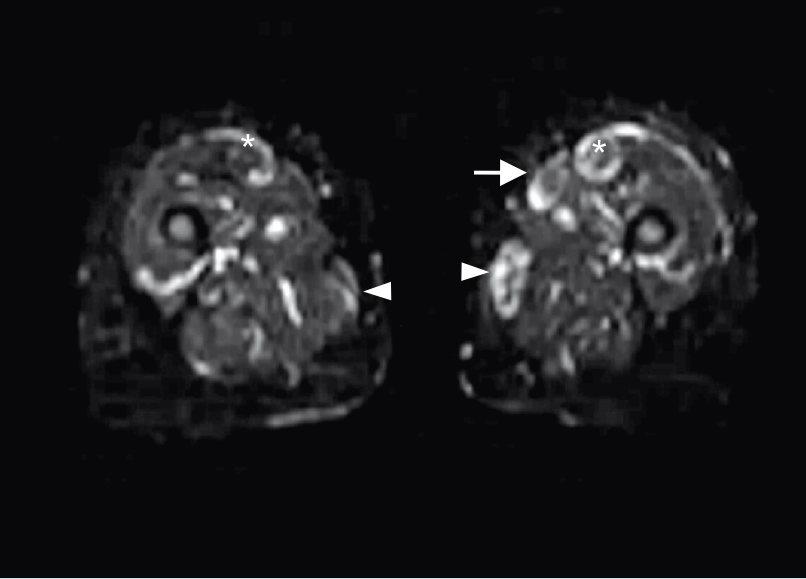
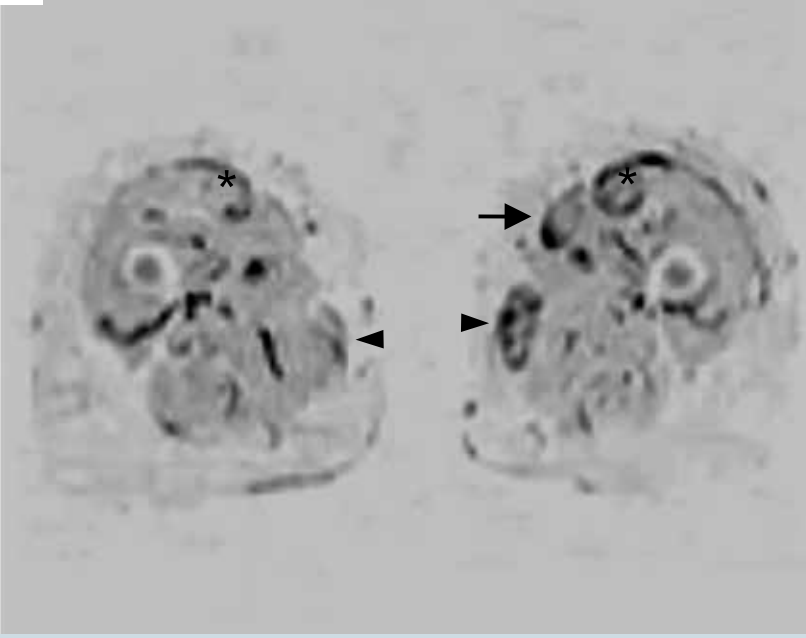
8 Pelvisin kemik dokularının (şekil 7'de gösterilen ile aynı hasta) aksiyel düzlemde çekilen T1w faz içi (8A) ve T1w karşıt faz (8B) görüntülerinde, yaygın kemik iliği hipointensitesi görülmekte olup, T1w karşıt faz görüntülerinde herhangi bir sinyal düşüşü söz konusu değildir. Hipointensite, kırmızı ilk hiperplazisi yerine tümör yayılımı olduğunu göstermektedir (kemik iliği biyopsisi ile teyit edildiği üzere).



9 Birleştirilmiş T1w faz içi ve b800 DWI koronal görüntülerinde (şekil 7'de gösterilen ile aynı hasta), yaygın kemik iliği infiltrasyonu (ok uçları), bir yığın retroperitoneal ve mezenterik lenf düğümü kitlesi ve genişlemiş servikal, aksiller, mediastinal, hepatik hilum, mezenterik, retroperitoneal, ortak iliyak ve harici iliyak lenf düğümleri (oklar ile gösterilen) görülüyor. Sol hipokondriyumdaki (yıldız işareti) dalağa dikkat ediniz.



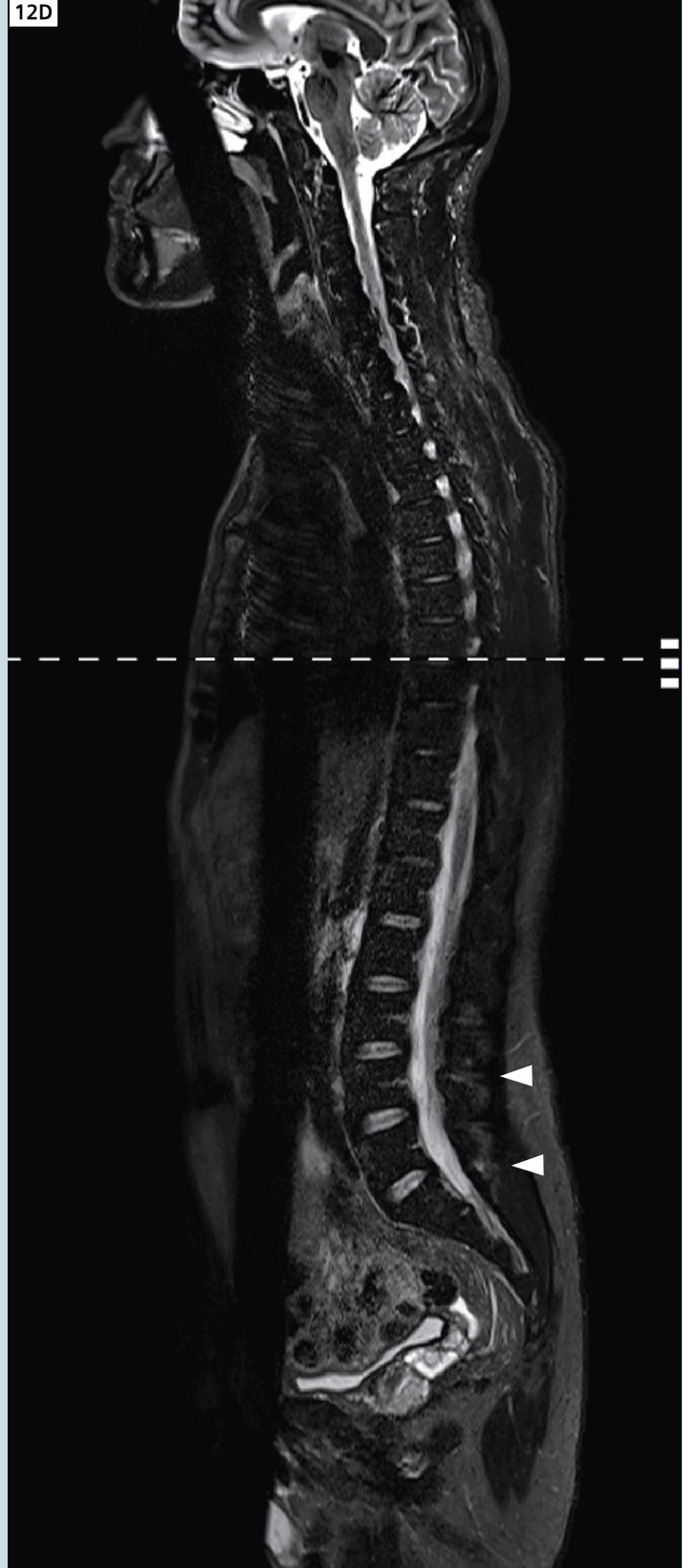
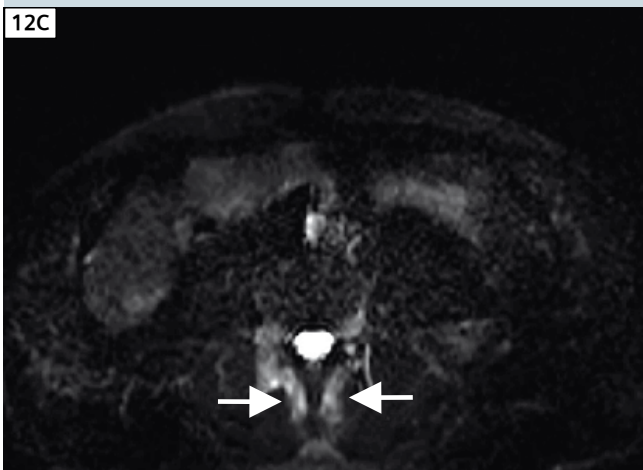
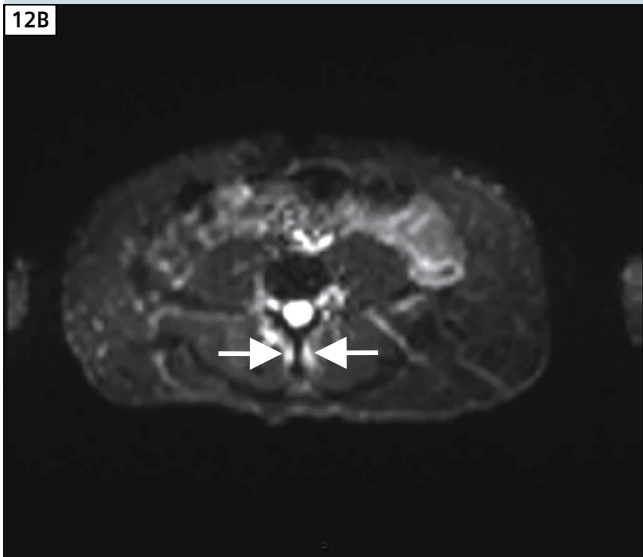
10 Negatif prostat biyopsisinden sonra, ateş ve halsizlik şikayeti ile hastaneye başvuran, 62 yaşında erkek HIV+ hastası. WBDWI tekniği ile elde edilen görüntülerin 3D rekonstrüksiyonunda, prostatta hafif sınırlı difüzyonlu prostat iltihabı (kırmızı ok) ile birlikte karaciğerde iki küçük apse (siyah oklar), genişlemiş lenf düğümleri (yeşil oklar) ve belirgin ölçüde sınırlı difüzyonlu çoklu dalak apsesi (kırmızı ok uçları) görülüyor.



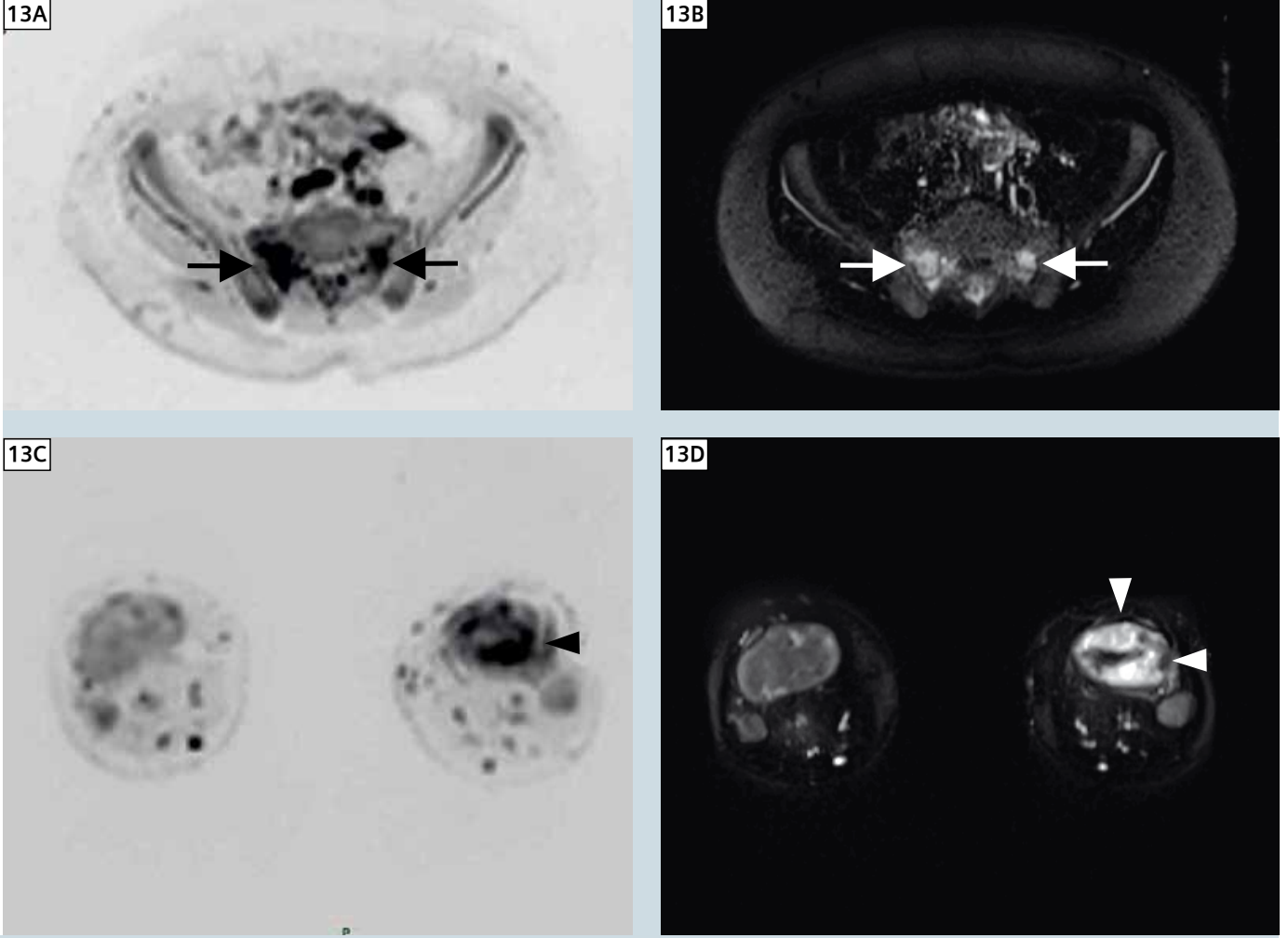
11 Dört ay önce dermatopolimiyozit teşhisi konan ve kortikosteroid tedavisi sonrasında kandaki kas enzimlerini düzeyi düşen, 39 yaşında kadın hasta. Dönüştürülmüş gri skalalı (11A) ve standart geri skalalı (11B) aksiyel b0 görüntüleri ile STIR görüntüleri (11C): her iki rektus femoris kasında (yıldız işaretleri), sol terzi kasında (ok) ve grasilis kaslarında (ok başları) ve ilgili aponözlerinde ödem bulunuyor.

kemik hastalığının analizi idi. Meme kanserli bir hastada kemik sintigrafisi bulguları, WBDWI tekniği ile elde edilen bulgulara benziyordu. Hastalardan birinde (orijini bilinmeyen küçük hücre kanserli), PET-CT taramasının sonuçlarını WBDWI tekniğinin sonuçları ile kıyasladığımızda, WBDWI tekniğinin çok daha fazla sayıda kemik metastazı tespit ettiğini gördük (Şekil 7-9). WBDWI tekniği ile elde edilen bulguları, T1w faz içi ve karşıt faz görüntüleri ile yan yana analiz ettiğimizde ve bu görüntüler ile birleştirdiğimizde bu tekniğin yaygın kemik iliği metastazlarının tespitinde çok daha yüksek performans sergilediğine şahit olduk. Bu analizin amacı, T1w faz içi görüntülere kıyasla T1w karşıt faz görüntülerinde herhangi bir sinyal azalması söz konusu olmadığı için hiperplastik kırmızı kemik iliğinden (bu ilikler, WBDWI görüntülerinin dönüştürülmüş gri skalalı versiyonunda siyah benekler olarak görülebiliyor) kaynaklanabilecek lenfomatoz infiltratların ayırt edilmesine yardımcı olmaktır (Şekil 8). Lenfomatoz lezyonlardan elde edilen düşük ADC değerleri de iki tip kemik iliğini birbirlerinden ayırt etmemize yardımcı oldu.

Diğer tip metastatik yayılımlar da görüntülenebildi. Lenfoma, küçük hücre kanserli ve prostat kanserli hastalarda genişlemiş lenf düğümleri tespit edildi. Lenfomalı vakada ayrıca yaygın nodal hastalık (Şekil 7 ve 9), küçük hücre kanserli hastada mediastinal nodal hastalık (Şekil 5) ve prostat kanserli vakada, retroperiton bölgesinde yayılma (Şekil 3) gözlemlendi; bu bulgular hastalıkların gidişatının doğal birer parçasıydı. Durumu kötüleşen prostat kanserli bir hastada, hastalığın ilerleyen aşamalarında sık görülen ancak nadir bir bulgu olan, genişlemiş mediastinal, aksiller ve supraklaviküler lenf düğümleri mevcuttu (Şekil 3C ve 3D). Ancak genişlemiş lenf düğümlerinin gösterimi, tüm vücut boyunca homojen değildi, çünkü WBDWI tekniğinin mediastinumdaki metastatik lenf düğümlerini görüntüleme performansı, servikal, aksiller, retroperitoneal ve pelvik lenf düğümlerini görüntüleme performansından daha kötüydü. Bunun muhtemel nedeni, solunum ve kalp hareketlerinden



12 Spondilartrit teşhisi konmuş, ciddi anlamda ağrı çeken ve bel omurlarında hareket kısıtlaması olan, 34 yaşında erkek hasta. Dönüştürülmüş gri skalalı (12A) ve standart geri skalalı (12B) aksiyel b0 görüntüleri ile STIR görüntüleri (12C): bel omurlarının sinirsel uzantıları yakınında, entezite neden olan ödemler (oklar) bulunuyor. Çalışma, sagittal düzlemde birleştirilmiş STIR görüntüleri (12D) ile destekleniyor. Bu görüntülerde, bel omurunun interspinal bağ dokularında ayrıca ödemler (ok uçları) görülüyor.



13 CRMO (kronik tekrarlayan multifokal osteomyelit) teşhisi konmuş, kalça, diz ve bileklerinde ciddi derecede ağrı çeken 12 yaşında erkek hasta. Dönüştürülmüş geri skalalı (13A ve 13C) eksensel b0 görüntüleri ile STIR görüntüleri (13B ve 13D): sakroiliak eklemlerin (oklar) yanında ve özellikle sol bacakta olmak üzere femurların distal metafizleri ve tibiaların proksimal metafizlerinde kemik iliği ödemleri (ok uçları). Hastanın bileklerinin çevresinde de kemik iliği ödemleri (burada gösterilmemiştir) mevcuttu.

kaynaklanan yapay görüntüler ile torasik arterlerin neden olduğu titreşim kaynaklı yapay görüntülerdi. Küçük hücre kanserli hastada PET-CT tekniği, WBDWI tekniğine göre daha fazla mediastinal metastaz tespit etti.

Özel bir vakada, omuz ağrısı ile hastanemize başvuran hasta, omuz MR taraması için radyoloji bölümüne sevk edildi ve tarama sonunda kemik metastazı olduğundan şüphelenilen lezyonlar tespit edildi. Çalışma, çok daha fazla sayıda kemik lezyonu ile pelvis ve retroperitonda daha fazla nodal hastalık tespit eden WBDWI tekniği ile tamamlandı. Kemik metastazı ve nodal hastalık modeli ve kombinasyonu ile birlikte, prostatın içine

sızan sınırlı difüzyonlu bir kitlenin varlığı, biyopsi ile de teyit edildiği üzere hastada metastatik prostat kanseri bulunduğunu gösterdi (Şekil 3A ve 3B).

Viseral metastazlar, özellikle de karaciğerdeki metastatik lezyonlar, 3 hastada (küçük hücre kanserli 1 hasta ile nöroendokrin gastrointestinal tümörlü 2 hastada çoklu karaciğer metastazı bulunuyordu), kesin bir şekilde tespit edildi. Bu durum da bize ilgili hastalıkların doğal gidişatını gösteriyor. Küçük hücre kanserli hastada, karaciğer lezyonlarının birçoğunda difüzyon sınırlamasız merkezi nekroz ile periferik bölgede sınırlı difüzyon mevcuttu (Şekil 5). Ne WBDWI tekniği ne de diğer görüntüleme sekanslarıyla

yapılan taramalarda, hastaların hiçbirinin merkezi sinir sisteminde herhangi bir lezyon tespit edilebildi.

Plazmasitoması olan hastaya, iki kez DWI tekniği tatbik edildi (bir kez tedavi başlamadan önce, bir kez de tedavi başladıktan sonra), ilk seans radyoterapiden iki ay sonra kemik lezyonlarının ADC değerinde bir artış ve klinik belirtilerde iyileşme gözlemlendi. Küçük hücre tümörü olan ve primer lokasyonu bilinmeyen hastaya da iki kez DWI tekniği tatbik edildi (bir kez tedavi başlamadan önce, bir kez de tedavi başladıktan sonra) ve hasta takip sürecine alındı. İkinci kemoterapi döngüsünden bir hafta sonra hastanın kemik ve karaciğer

lezyonlarının ADC değerlerinde bir artış ve klinik bulgularla iyileşme gözlemlendi (Şekil 5). Diğer araştırmacıların aksine ADC değerlerinin histogram analizini kullanmadık [2].

Onkolojik uygulamalarda WBDWI tekniğinin kullanımı

Çalışmamız sırasında, negatif prostat biyopsisinden sonra, ateş ve halsizlik şikayeti ile kurumumuza başvuran hastada, nodal lezyonlar ile karaciğer ve dalak lezyonları bulunup bulunmadığı araştırıldı. Hastaya, abdomen ve pelvis görüntüleri için MR görüntüleme tekniği tatbik edildi ve araştırma, WBDWI tekniği ile desteklendi. Merkez bölgesinden, T1w görüntülerinde düşük yoğunluklu ve STIR görüntülerinde ise yüksek yoğunluklu sinyal veren ve apse olduğu tespit edilen çoklu lezyonlar ile birlikte, kısmen karaciğerde ancak büyük oranda dalakta, önemli ölçüde sınırlı difüzyon tespit edildi. Ayrıca, aksiller lenf düğümlerinin yanı sıra, pelvis ve retroperitonda, geleneksel tekniklerle elde edilmiş görüntülerde belirgin merkez bölgeleri olan, genişlemiş lenf düğümleri gözlemlendi. Tüm bunlara ek olarak prostatta, kısmen sınırlı difüzyonlu benekler mevcuttu (Şekil 10). Lezyonların türü ve dağılım modeli, lenf düğümlerinde ve iç organlarda septik beneklerin mevcut olduğu, prostat iltihabını işaret etmekteydi. Bu teşhis, laboratuvar testleriyle de teyit edildi. Yeterli düzeyde antibiyotik tatbik edilen hastada, en başından itibaren klinik iyileşme gözlemlendi. Prostat iltihabının araştırılması sırasında hastanın HIV+ olduğu ve aynı zamanda hastada, Kazanılmış İmmün Yetmezlik Sendromu (AIDS) bulunduğu tespit edildi. AIDS, septik hastalığın yaygınlaşmasına yol açmış olabilir. Romatizma hastalarına ait görüntülerin değerlendirilmesi sırasında genelde WBDWI tekniğinin T2 parlama etkisini kullandık. Dermato-polimiyozit hastasında, kortikosteroid tedavisi sonrasında kandaki kas enzimleri düzeyi düşmüş olsa da başta rektus femoris kasları, terzi kasları ve grasilis kaslarında ve bu kasların kalçalarındaki ilgili aponözlerinde ödemler mevcuttu (Şekil 11). Spondilartirit teşhisi konan hastada ise, bel omurlarının sinirsel

uzantıları yakınında ve interspinal bağ dokularında bulunan entezit, çok net bir şekilde görüntüldü (Şekil 12); bu durum, literatürde bilinen bir bulgudur [3]. Çok merkezli kemik ağrısı ile kendini belli eden ve kötüleşebilen veya düzelebilen, “kronik tekrarlayan multifokal osteomyelit” (CRMO), mikropsuz kemik iltihabına sekonder bir nonbakteriyel osteomyelit ile tanımlanan, çocuk ve genç erişkinleri etkileyen otoinflamatuvar bir rahatsızlıktır. CRMO hastasının analizinde protokole, distal kalça ve bacaklar için de bir istasyon ekledik. Bu görüntülerde, hastanın bilek ve diz çevrelerinde, büyüme kıkırdağının yanında metafizli bilateral ödemler tespit edildi. Diz çevresi, literatüre göre, hastalığın tübüler kemiklerde en sık görüldüğü lokasyondur [4] ve sakrumda sakroiliak eklemlerde görülen son derece belirgin ödemler, daha az rastlanan bir bulgudur (Şekil 13). Romatizmal hastalıklarda, kas ve kemik iliği ödemleri ile entezopati tespitinde b0 görüntüleri, STIR görüntülerine benzer bir performans sergiledi. b800 görüntüleri, bu vakalarda önemli bir fayda sağlamadı, çünkü lezyonlarda gerçek anlamda sınırlı bir difüzyon mevcut değildi.

Sonuç

WBDWI tekniği, birçok kanser türünde visceral ve daha çok kemik metastazlarının tespitinde, yakın gelecekte önemli bir rol oynayabilir.

Bu yöntem, ayrıca, başta kanser olmak üzere, çeşitli otoimmün ve otoinflamatuvar hastalıkların görsel özelliklerini sergilemek ve muhtemelen bu hastalıkların ne derecede ilerlediğinin değerlendirilmesine yardımcı olmak açısından da umut vaat ediyor. Meslektaşlarımızdan biri halihazırda, kronik tekrarlayan multifokal osteomyelit (CRMO) teşhis konmuş çok sayıda hasta üzerinde WBDWI tekniğini kullanarak bir çalışma yapıyor. Bu sayede yakında, WBDWI tekniğinin bu vakalardaki avantaj ve dezavantajları hakkında daha fazla bilgiye sahip olabileceğiz. Örneğin, orak hücreli anemi ve talasemi gibi, neoplastik olmayan diğer hematolojik rahatsızlıkları olan hastalarda, kemik iliği özelliklerinin değerlendirilmesinde WBDWI tekniğinin diğer muhtemel

endikasyonlarını henüz araştırmadık. Takdir edersiniz ki bu, keşfedilmesi gereken büyük bir alandır. Merkezimiz, akademik bir kuruluş değildir ve hastalarımız, kurumumuza gelişigüzel ve çift kör bir şekilde kabul edilmemektedir. Şu ana dek, WBDWI tekniğinin onkolojik ve onkolojik olmayan hastalıklarda oynadığı kesin rolün yanı sıra söz konusu tekniğin diğer tarama yöntemlerine (örnek: kemik sintigrafisi, PET-CT, PET-MR v.b.) kıyasla duyarlılığı, özgüllüğü ve doğruluğu, geniş çaplı klinik deneylerde değerlendirilmelidir.

Referanslar

1. Koh DM, Blackledge M, Padhani AR, Takahara T, Kwee TC, Leach MO, Collins DJ. Whole-Body Diffusion-Weighted MRI: Tips, Tricks, and Pitfalls. AJR. 2012 Aug; 199:252-262.
2. Padhani AR, Koh DM, Collins DJ. Whole-Body Diffusion-weighted MR Imaging in Cancer: Current Status and Research Directions. Radiology. 2011 Dec; 261(3): 700-718.
3. Hermann KGA, Althoff CE, Schneider U, Zühlsdorf S, Lembcke A, Hamm B, Bollow M. Spinal Changes in Patients with Spondyloarthritis: Comparison of MR Imaging and Radiographic Appearances. RadioGraphics. 2005; 25:559-570.
4. Khanna G, Sato TSP, Ferguson P. Imaging of Chronic Recurrent Multifocal Osteomyelitis. RadioGraphics. 2009; 29:1159-1177.

İletişim

Marcos Godinho
Clínica de Diagnóstico por Imagem
Rio de Janeiro
Brezilya
mgodinho25@yahoo.com.br

Kullanım kolaylığı ve güçlü performans ile desteklenen mükemmel görüntü kalitesi: Cerrahi görüntülemede yeni bir çağa hoş geldiniz

Jochen Dormeier, MD, Bilgisayarlı Tomografiyle Onkoloji, Siemens Sağlık Hizmetleri, Forchheim, Almanya

Bir abdominal aorta anevrizmasını tedavi ederken ya da omurga cerrahisinde yerleştirilmiş pedikül vidaların yerini kontrol ederken, Cios Alpha sayesinde çok daha fazla yapıyı görebilir, söz konusu prosedürü çok daha güvenli bir şekilde gerçekleştirebilirsiniz. Gelişmiş ameliyathanelerde kullanılan Cios Alpha, ilgili tüm klinik disiplinlerin ihtiyaçlarını karşılayarak cerrahi görüntülemede yeni imkanlar yaratıyor.





Cios Alpha'nın 30 cmx30 cm (12"x12")** veya 20 cmx20 cm (8"x8") panelli, Full View flat dedektör teknolojisi, mümkün olan en düşük dozda mükemmel görüntü kalitesi sunuyor.



Cios Alpha'nın 25 kW'lık jeneratör gücü ve aktif soğutma sistemi**, aşırı ısınma gibi durumlar için endişe etmeden daha uzun süre görüntüleme yapmanızı ve daha fazla prosedür gerçekleştirmenizi sağlıyor.



Masa yanı tam kontrol ve tek tuşla konumlandırma** özelliği sayesinde kolay kullanım imkanı



Girişimsel prosedürler sırasında canlı görüntüleri yüksek hassasiyetle ve benzersiz bir şekilde örtüştürme özelliği sayesinde Cios Alpha, optimum vasküler iş akışı desteği sağlıyor.

Mükemmel görüntüler, daha yüksek güvenilirlik

Full View flat dedektör teknolojisinin kullanıldığı ilk mobil C-kolu olan Cios Alpha, düzgün ve mükemmel derecede detaylı görüntüler çekiyor. Benzersiz özelliklere sahip kolimatörler, Full View teknolojisi sayesinde görüntünün dönüşünü takip ederek sürekli maksimum görüş alanı sunuyor. Bu sayede, dönüş sırasında bile %25 oranında daha geniş bir alan taranabiliyor*. Diğer bir deyişle, her seferinde resmin tamamı görülebiliyor.

Daha fazla güç, daha geniş görüş

En zorlu durumlar ve en uzun prosedürler için ihtiyaç duyduğunuz gücü üretme kapasitesine sahip Cios Alpha'nın, akıllı görüntüleme ve güç yönetimi özellikleri ile desteklenen aktif soğutma sistemi**,

mümkün olan en düşük dozda mükemmel penetrasyon imkanı sunuyor. Bu sayede, aşırı ısınma veya görüntü kalitesinde bozulma gibi durumlar için endişe etmeden, sürekli olarak açık ve net görüntüler elde edebilirsiniz.

Benzersiz bir hassasiyet, kolay kullanım

Hızlı, hassas ve kolay kullanılabilir Cios Alpha'nın akıllı özellikleri, esnek ve verimli kullanıma imkan verecek ve iş akışınıza mükemmel entegrasyon sağlayacak şekilde tasarlandı. Cios Alpha'nın, daha uzun süre görüntüleme yapmanız ve daha fazla prosedür gerçekleştirmeniz için geliştirilen kompakt dedektörü, hastaların kolay erişimi için ekstra boş alan sunarken, uzaktan kullanım arabirimi** ile tek tuşla konumlandırma özelliği*, sistemi steril

bir ortamdan doğrudan kontrol etmenizi sağlıyor. Cios Alpha, bu sayede komple çok-yönlülük sunarak kullanımı kolaylaştırıyor ve zamandan tasarruf ediyor.

Klinik uygulamalar için yenilikçi özellikler

Çok-yönlü ve verimli bir sistem olan Cios Alpha, tek bir sistem aracılığıyla, ilgili tüm klinik disiplinlerin cerrahi görüntüleme ihtiyaçlarını karşılıyor. Cerrahi disiplininiz ne olursa olsun, vasküler ve kardiyak cerrahiden gastroenteroloji, üroloji, travma ve omurga cerrahisine kadar geniş bir yelpazede, Cios Alpha iş akışlarınıza mükemmel entegre oluyor.

* Günümüzün geleneksel görüntü yoğunlaştırıcılarına kıyasla

** Opsiyonel

Gridsiz görüntü çekebilen, yazılım tabanlı radyasyon saçılımı düzeltme özelliğine sahip, full-field dijital mamografi kullanarak görüntü kalitesini artırma ve radyasyon dozunu düşürme konusunda yapılan fantom çalışmaların sonuçları*

Andreas Fieselmann¹, Daniel Fischer¹, Ghani Hilal², Frank Dennerlein¹, Thomas Mertelmeier¹ ve Detlev Uhlenbrock³

¹ Siemens AG, Sağlık Sektörü, Erlangen, Almanya

² Düsseldorf Üniversitesi, Düsseldorf, Almanya

³ Bochum Üniversitesi, Bochum, Almanya ve St.-Josefs Hastanesi, Dortmund, Almanya

Gridsiz görüntüleme tekniği, standart tekniklere benzer bir görüntü kalitesinin (kontrast-gürültü oranı ve kontrast-detayların görünebilirliği) elde edilebileceğini ortaya koydu.

Özet

Full-field dijital mamografide kullanılan, radyasyon saçılmasını önleyen gridler, sadece açılan radyasyonu değil, primer radyasyonu da seyreltir. Radyasyon dozu, ancak saçılmış radyasyonun etkisi, primer radyasyonu seyreltmeyen yazılım tabanlı radyasyon saçılımı düzeltme özelliği ile telafi edilebilirse düşürülebilir. Bu çalışmada, gridsiz görüntüleme tekniğinde, yazılım tabanlı radyasyon saçılımı düzeltme özelliği ile birlikte görüntü kalitesini artırma ve radyasyon dozunu düşürmenin yollarını keşfetmek için fantom çalışmalar yaptık. Elde ettiğimiz sonuçlar, düşük dozda uygulanan bu alternatif tarama ve tarama

sonra işleme sistemiyle standart tekniklere benzer bir görüntü kalitesinin (kontrast-gürültü oranı ve kontrast-detayların görünebilirliği) elde edilebileceğini ortaya koydu. Nispi doz düşürme potansiyeli, meme kalınlığına bağlı; tipik meme kalınlıklarında %20'den fazla olarak ortaya çıkıyor. 75 hasta ile gerçekleştirdiğimiz klinik çalışmada, yeni yaklaşımımız sayesinde düşük dozda standart yöntemlere kıyasla benzer bir görüntü kalitesi elde etmeyi başardık.

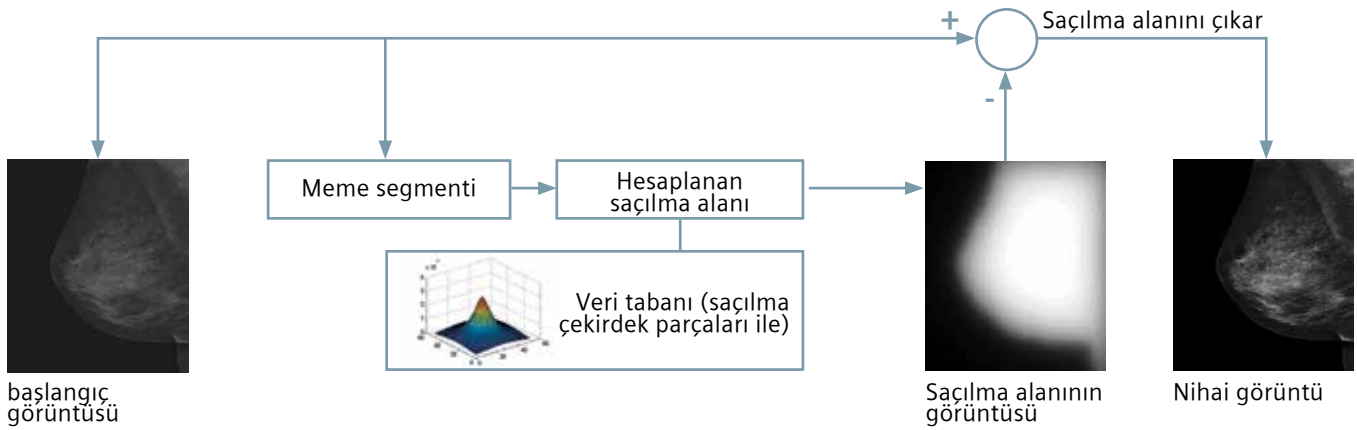
Anahtar sözcükler: Dijital mamografi, saçılmış radyasyon, radyasyon saçılması düzeltme, radyasyon saçılmasını önleyen grid, doz düşürme, özellik analizi çalışması

1. Giriş

X-ray mamografide, kötü huylu doku belirtisi veren, çözülmesi zor özelliklerin tespiti için yüksek görüntü kalitesine ihtiyaç var. Radyasyon saçılması, görüntü kalitesini düşüren fiziki bir süreç [1]. Saçılan radyasyon, görüntüye ilave edilen, sürekli değişken ve parazitli bir arka plan oluşturuyor. Değişken arka plan sinyali, nispi görüntü kontrastını; ek parazit ise kontrast-gürültü oranını (CNR) düşürüyor.

Mamografide, saçılan radyasyon geleneksel olarak donanımsal yaklaşımlar kullanılarak azaltılıyor. Radyasyon saçılmasını önleyen gridler, bu yöntemler arasında en sık kullanılanı. Diğer yaklaşımlar arasında slotlu veya multislit tarama [2, 3] ve hava boşluğu uygulama [4] yer alıyor. Saçılmayı önleyen gridler, saçılan radyasyon miktarını azaltmanın yanı sıra aynı zamanda primer radyasyonu da söndürüyor. Primer radyasyon, meme dokusu tarafından emilmeden veya saçılmadan memeden geçen radyasyondur. Saçılmayı önleyen bir gridin söndürme etkisi, genelde Bucky çarpanı cinsinden ifade ediliyor: $B_f = 1/T_t$.

* Fieselmann, A., Fischer, D., Hilal, G., Dennerlein, F., Mertelmeier, T. ve Uhlenbrock, D., "Gridsiz görüntü çekebilen, yazılım tabanlı radyasyon saçılımı düzeltme özelliğine sahip, full-field dijital mamografi: Görüntü kalitesini artırma ve radyasyon dozu düşürme yollarının araştırılması," In: Proceedings of SPIE Medical Imaging 2013: Physics of Medical Imaging, Lake Buena Vista, FL, USA, cilt no: 8668, sf. 86685Y, (2013), no:10.1117/12.200749



Şekil 1: Yazılım tabanlı, radyasyon saçılımı önleme prosedürünün basit gösterimi

Bu formülde T1, grid tarafından aktarılan toplam radyasyon miktarını temsil ediyor. Bf için 2'ye yakın değerler standarttır [5]. Gridin primer radyasyon atenuasyonunu (istenmeden gerçekleşen) telafi etmek için daha yüksek bir başlangıç dozu gerekiyor. Genelde asemptomatik kadınlar mamografi taramasından geçtikleri için meme görüntülemeye en önemli unsur, uygulanacak radyasyon dozu. Başlangıç dozunu ve dolayısıyla organın maruz kaldığı dozu düşürmek amacıyla, dijital mamografi alanında gridsiz görüntü çekiminin araştırıldığı bazı çalışmalar gerçekleştirildi [6-12].

Yazılım tabanlı radyasyon saçılımı düzeltme prosedürü (SBSC), bu çalışmalardan bir kısmına tarama sonrası görüntü işleme adımı olarak dahil edildi [9-12] SBSC sayesinde, saçılmış radyasyonun etkisini donanımsal yöntemler yerine yazılım tabanlı yöntemler ile azaltmak mümkün. SBSC, özellikle, saçılmış radyasyonun neden olduğu değişken arka plan sinyalini azaltıyor. Saçılma nedeniyle ortaya çıkan ek parazitler, stokastik yapıda oluyor ve primer radyasyondaki nispi artış ile telafi edilebiliyor.

Burada anlatılan çalışmalar, gridsiz mamografide görüntü kalitesini düşürmeden doz düşürme potansiyelinin söz konusu olabileceğini ortaya koyuyor. Örneğin, SBSC tekniğini kullanmayan Gennaro ve arkadaşları [8], PMMA'ya eşdeğer, 40 mm'den ince meme dokuları için uygulanan doz miktarının %15-25 arasında düşürülebileceğini belirtiyor.

SBSC tekniğini kullanan Tromans ve arkadaşları [12] ise, test ettikleri fantomlarda (örneğin, CIRS BR3D fantomu) radyasyon dozunun %37-49 oranında azaltılabileceğini ifade ediyorlar. Bu çalışmalar son derece umut vaat eden sonuçlar verse de bu alanda henüz herhangi bir klinik çalışma bulunmuyor. Biz, çalışmamızda, gridsiz görüntü çekimi ve SBSC tekniği için geliştirdiğimiz yeni yaklaşımımızı sergiledik. Bu yaklaşımı, 75 hastanın katıldığı klinik bir çalışmada, fantom bazlı ölçümler yaparak değerlendirdik.

2. Yazılım tabanlı, radyasyon saçılımı düzeltme

Grid yokken ölçümlenen radyasyon, primer ve saçılmış radyasyondan oluşuyor. Saçılmış radyasyon, düşük ve yüksek frekanslı birer komponent ile modellenilebiliyor. Düşük frekanslı komponent, görüntüdeki yoğunluk değerlerine sürekli değişen bir sinyal ekleyerek bu değerleri dengeliyor. Yüksek frekanslı komponent ise temel olarak görüntüye eklenen paraziti oluşturuyor. SBSC prosedürünün amacı, düşük frekanslı komponenti tahmin etmek ve bunu, ölçümlenen görüntüden çıkarmak. Gridsiz taramalarda, CNR değerinde, saçılmış radyasyonun yüksek frekanslı komponenti nedeniyle oluşan düşüşün, aktarılan primer radyasyon miktarını artırmak suretiyle telafi edilebileceğini unutmayınız. Full-field dijital mamografide (FFDM), 2 boyutlu saçılma çekirdek parçaları

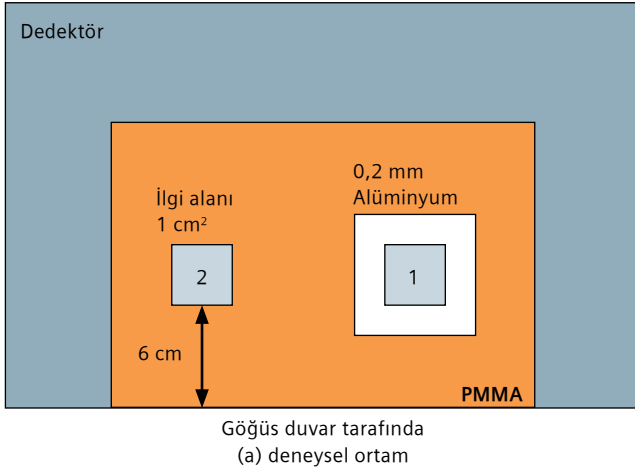
ve konvolüsyon tekniğini kullanarak saçılma alanını, taranan objeye bağlı olarak tahmin eden bir saçılma düzeltme algoritması* uyguluyoruz [13,14] Yerel saçılma bölümlerini temsil eden saçılma çekirdek parçaları, taranan nesnenin özellikleri ve piyasada satılan bir FFDM sisteminin (MAMMOMAT Inspiration; Siemens AG, Sağlık Sektörü, Erlangen, Almanya) tasarımı ve tarama parametrelerine (örnek: anot/filtre kombinasyonu, tüp gerilimi) bağlı olarak Monte Carlo simülasyonları ile oluşturuldu. Şekil 1'de bu algoritmanın basit bir versiyonu gösteriliyor. Saçılma düzeltme için gerekli toplam ölçümleme kısa sürüyor (saniyeler içerisinde), mamografi taraması sırasında standart iş akışı, bekleme sürelerinden etkilenmiyor.

* Bu teknoloji, tüm ülkelerde mevcut olmayabilir. Yasal nedenlerden dolayı gelecekteki mevcudiyeti de garanti edilmemektedir.

3. Fantom çalışma

Aşağıda belirtilen iki soruya yanıt bulabilmek için fantom deneyler gerçekleştirdik:

- 1 Gridsiz görüntü çekimi ve SBSC teknikleriyle, görüntüde aynı CNR değerini sağlamak kaydıyla, standart görüntüleme tekniğine (gridli) kıyasla ne ölçüde nispi doz düşürme potansiyeli söz konusu oluyor?
- 2 Bu düşük doz düzeyinde gridsiz görüntü çekimi ve SBSC teknikleri kullanılarak



Şekil 2: Deneyel ortam ve CNR ölçümü sonuçları

elde edilen kontrast-detay görünürlüğü [15], standart konumda (gridli) elde edilen görüntülerin kontrast-detay görünürlüğü ile ne seviyede kıyaslanabiliyor?

3.1 Malzeme ve yöntemler: kontrast-gürültü oranı ölçümleri

CNR değerinin araştırılması, saçılan radyasyonun yüksek frekanslı parazit komponenti nedeniyle gridsiz görüntü çekimi ile yakından ilişkili. CNF değerlerini, EUREF talimatlarına uygun olarak farklı polimetik metakrilat (PMMA) plakası kalınlıkları için ölçümler [15]. Şekil 2a'da gösterildiği üzere, MAMMOMAT Inspiration sisteminin dedektörü üzerine, kalınlıkları 20-70 mm arasında 10 mm'lik aralıklarla değişen PMMA plakaları yerleştirildi. PMMA plakalarının en üstüne de 0,2 mm kalınlığında alüminyum (AL) folyo koyuldu.

Önce, standart otomatik ekspozür konumunda grid kullanılarak bir görüntü çekildi. Daha sonra, grid çıkarıldı ve aynı ışın kalitesi (filtre/anot kombinasyonu, tüp gerilimi vb.) kullanılarak, ancak çekilen ilk görüntünün %50-%100'ü arasında değişen ekspozür değerleriyle bir grup görüntü çekildi. Ekspozür değerlerinin ancak somut aralıklar ile değiştiğini unutmayınız. Her bir görüntüye ait ilgili CNR değerini hesaplamak amacıyla, tüm görüntülerde (her iki görüntüleme konumu, tüm PMMA kalınlıkları), biri alüminyum folyonun (Şekil 2a) bulunduğu pozisyonun içinde, diğeri dışında olmak üzere iki ilgi alanı

(ROI) kullanıldı [15].

Her bir PMMA kalınlığı için gridsiz görüntü çekiminde, gridli görüntü çekimi ile aynı CNR değerini veren ekspozür seviyesini belirledik. Kesin ekspozür değerlerini belirlemek için ekspozür seviyesine karşı karesi alınan CNR değerlerinden oluşan bir dizi kullanıldı. Bu sayede, her bir PMMA kalınlığı için, sırasıyla gridli ve gridsiz görüntü çekimlerinde aynı CNR değerini veren iki ekspozür değeri elde edildi. Gridsiz tarama için iki ekspozür değerinden PMMA kalınlığına bağlı doz düşürme katsayısı hesaplandı. Bu prosedür, SBSC tekniğinin uygulanıp uygulanmadığına bakılmaksızın gerçekleştirildi.

Belirli bir PMMA kalınlığı için elde edilen sonuçlar, Dance ve arkadaşları tarafından geliştirilen dönüştürme tablosu kullanılarak eşdeğer bir sıkıştırılmış meme kalınlığına (CBT) dönüştürüldü [16]

3.2 Malzeme ve yöntemler: kontrast-görüntü detayı ölçümleri

Gridli ve gridsiz çekilen görüntülerin kontrast-detay eğrilerini [15] ölçümlemek için CDMAM 3.4 fantom sisteminin (Artinis Medical Systems B.V., AS Zetten, Hollanda) özel plakasını kullandık. Bir sonraki vakada, aynı ışın kalitesi kullanılarak, ancak önceki CNR ölçümlerinin sonuçlarına göre daha düşük bir dozda tarama yapılarak görüntüler çekildi. Farklı eşdeğer sıkıştırılmış meme kalınlıklarını temsilen farklı fantom kalınlıkları (20-

70 mm arasında 10 mm'lik adımlarla değişen) elde etmek için PMMA blokları kullanıldı. Dönüşüm oranları için Dance ve arkadaşlarının [16] hazırladıkları tabloya bakınız. Özel plaka, 10 mm'lik PMMA plakasına denkti. CDCOM otomatik puanlama yazılımı kullanılarak CDMAM fantom görüntülerinin değerlendirilmesi gerçekleştirildi [17]. Her bir fantom kalınlığı için sekiz görüntü elde edildi ve bu görüntülerin her biri CDCOM kullanılarak işlenip kontrast-detay eğrileri çıkarıldı.

3.3 Sonuçlar

Şekil 2b'de doz düşürme oranları (DRF), ek bir lineer dizi içerisinde eşdeğer sıkıştırılmış meme kalınlığının (CBT) bir fonksiyonu olarak gösterildi ($|r| > 0,99$, $p < 0,001$). DRF çizgisinin eğimi, $\%0,34/\text{mm}$ idi. SBSC tekniğinin kullanılmadığı taramalarda DRF değerleri benzer oldu (bu çizginin eğimi de $\%0,37/\text{mm}$). Şekil 3'te üç farklı fantom kalınlığı için temsili kontrast-detay eğrileri gösteriliyor.

3.4 Tartışma

Ölçülen DRF değerleri tekdüze bir şekilde azaldığı için bu değerler, lineer bir fonksiyonla çok iyi modellenilebiliyor. DRF değerlerinin meme kalınlığına olan bağlılığı, bir sonraki bölümde açıklanacak. Meme kalınlığı arttıkça, saçılma katsayısı [18] ile saçılma kaynaklı ek parazit miktarı artıyor. Görüntü kalitesinde bu parazitlerden kaynaklanan kaybı telafi etmek amacıyla belirli bir miktarda ek primer radyasyona (grid çıkarıldığı için)

ihtiyaç duyuluyor. Bunun sonucu olarak düşük dozları telafi etmek için geriye daha az ek primer radyasyon kalıyor. Aynı CNR değerini elde etmek için radyasyon dozu, ince memelere kıyasla kalın meme dokuları için aynı katsayı oranında azaltılamıyor. Gridli ve gridsiz çekilen görüntülerin kontrast-detay eğrileri genelde birbirine çok benzer oluyor. Bu durum, bu iki farklı görüntüleme yaklaşımı kullanılarak benzer bir görüntü kalitesinin elde edilebileceğini gösteriyor. 30 mm'lik PMMA kalınlığında (%35) gerçekleşen nispi doz azaltım miktarının 20 mm'lik PMMA kalınlığına (%31) göre daha yüksek olmasının nedeni, gridsiz manuel görüntüleme için ekspozür parametrelerinin seçimi sırasında belirli ve sınırlı sayıda değerin varlığı olarak ortaya çıkıyor.

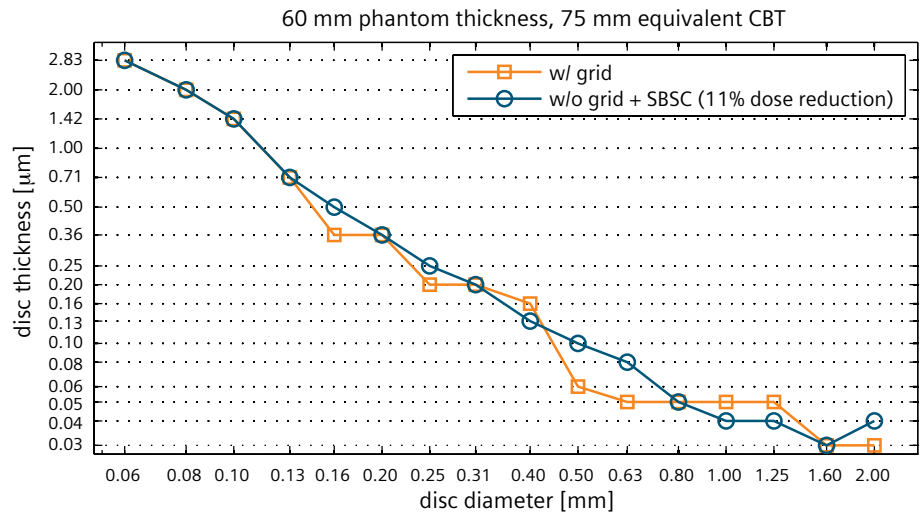
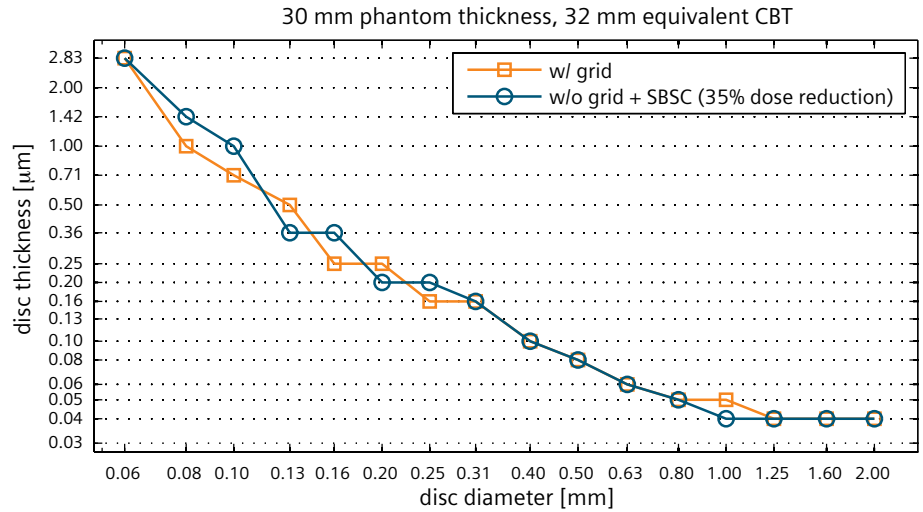
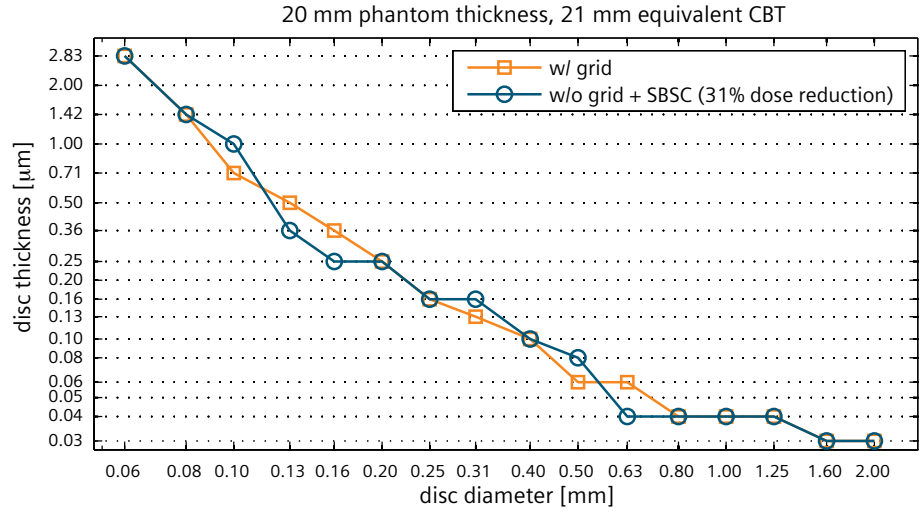
4. Klinik çalışma

Gerçek klinik koşullar altında, düşük radyasyon dozunda, SBSC tekniğiyle yapılan gridsiz taramaları araştırmak için klinik bir özellik analizi gerçekleştirdik.

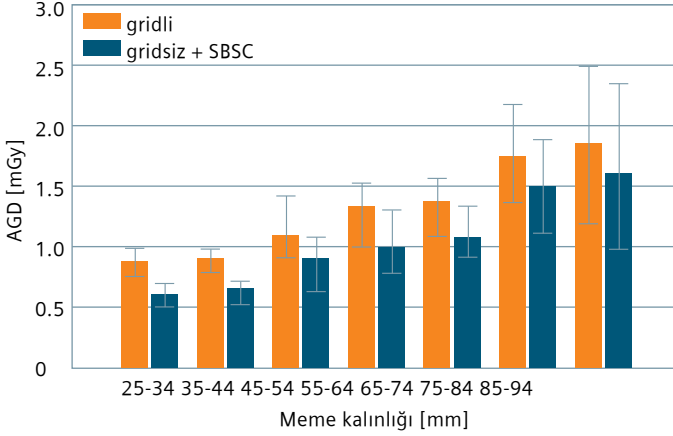
4.1 Malzeme ve yöntemler

Bu klinik çalışmaya katılan toplam 75 kadın hasta, taramadan sonra tanısıl amaçlı başka mamogramlar için tekrar çağrıldı. Söz konusu klinik çalışma, etik komitesi tarafından onaylandı. Bu çalışmaya katılmadan önce tüm hastaların yazılı onayı alındı.

Her bir hasta için, aynı sıkıştırma fazında iki ekspozür gerçekleştirildi. Meme tarafı ve lateralite (CC veya MLO), rastgele seçildi. İlk ekspozür gridli standart otomatik konumda; ikinci ekspozür ise düşük radyasyon dozunda gridli teknik kullanılarak gerçekleştirildi. Doz, tüp akımı ve ekspozür süresi, fantom deneyde (Şekil 2b) belirlenen katsayılar göre azaltılarak ve diğer tarama parametreleri sabit tutularak düşürüldü. Gridsiz elde edilen görüntüler, standart mamografik görüntü işleme algoritmaları kullanılarak işlenmeden önce yukarıda Bölüm 2'de açıklanan SBSC tekniği ile işlendi [19]. Görüntü çiftleri, her biri mamogram yorumlamada en az beş yıllık deneyime sahip beş radyolog tarafından değerlendirildi. Önceden görülmemiş görüntü çiftlerinin değerlendirilmesi sırasında radyologlar, aşağıda belirtilen



Şekil 3: Farklı eşdeğer sıkıştırılmış meme kalınlıkları (CBT) için, düşük dozda, SBSC tekniğiyle, gridli ve gridsiz gerçekleştirilen taramalardan elde edilen kontrast-görüntü detayı eğrilerinin logaritmik grafiği



Şekil 4: Klinik çalışmada uygulanan ortalama glandüler doz (AGD) (hata çubukları, 1 standart sapmayı temsil ediyor)

Kategori	Ortalama	Standart sapma	P-değeri
genel görüntü kalitesi kıyaslaması	0,07	0,31	< 10 ⁻¹⁴
tanısal kesinlik: kitle	0,12	0,30	< 10 ⁻¹³
tanısal kesinlik: mikrokalsifikasyon	0,08	0,42	< 10 ⁻⁰⁷
tanısal kesinlik: meme dokusu mimari bozulma	0,18	0,28	< 10 ⁻⁰⁷
meme kenarlarındaki dokuların görünürlüğü	0,00	0,16	< 10 ⁻²⁴
göğüs kaslarındaki yapıların görünürlüğü	0,09	0,29	< 10 ⁻¹⁰
visibility of noise	0,01	0,22	< 10 ⁻¹⁷

Tablo 1: 7-noktalı skala üzerinde görüntü çiftlerinin kıyaslandığı tarama çalışmasının sonuçları (SD: standart sapma).

Pozitif ortalama değerler, gridlerin kullanılmadığı SBSC tekniğinde daha kaliteli görüntülerin elde edildiğini gösteriyor.

yedi kategoriye göre belirlenmiş 7 puanlı skala (-3, -2, ..., +3) üzerinden kıyaslamak durumundaydı:

1. genel görüntü kalitesi
2. tanısal kesinlik: kitle
3. tanısal kesinlik: mikrokalsifikasyon
4. tanısal kesinlik: meme doku mimarisinde bozulma
5. meme kenarlarındaki dokuların görünürlüğü
6. göğüs kaslarındaki yapıların görünürlüğü
7. parazitlerin görünürlüğü

Değerlendirme sırasında elde edilen değerler, 7 puanlı skalaya aktarıldı. Bu skalada, pozitif değerler gridsiz SBSC tekniğinin tercih edildiğini gösteriyor. Biyo-istatistiki gerçekler ve yayınlanmamış geçmiş çalışmalara göre gridsiz tarama

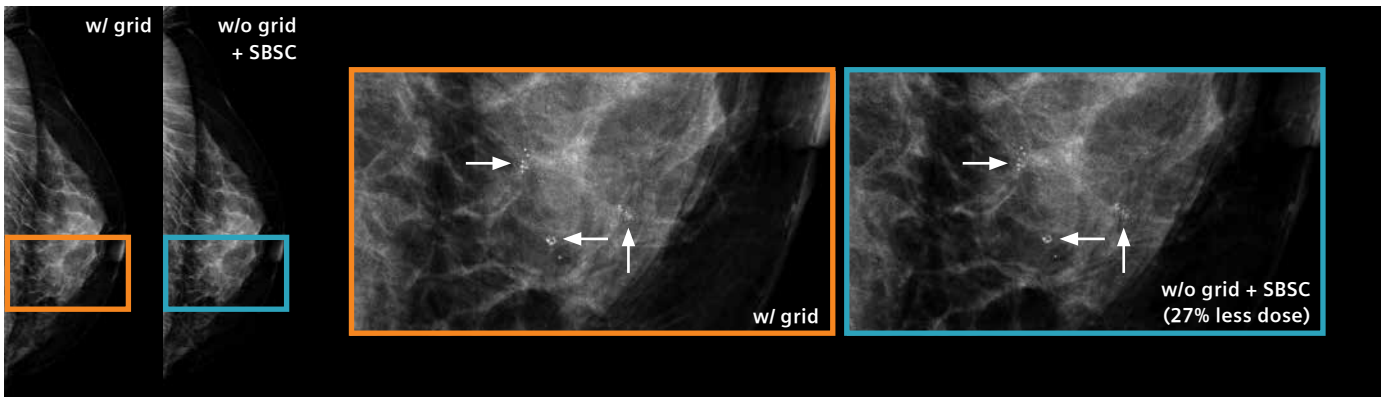
teknikinin eşdeğerliliğinin, 7 puanlı skala üzerinden -0,3 puandan büyük bir değer için geçerli olduğu varsayıldı.

4.2 Sonuçlar

Çalışma grubu şu şekilde tanımlanabilir: Çalışmaya katılan kadınların ortalama yaşı $56,5 \pm 5,5$ idi (50-72). Ortalama sıkıştırılmış meme kalınlığı, $57,5 \pm 14,7$ mm idi (28-87 mm). Çalışma grubundan elde edilen mamografi bulgularının dağılımı ise şu şekilde: kitle (%57), mikrokalsifikasyon (%41) ve meme doku mimarisinde bozulma (%20). Bazı hastalarda birden çok bulgunun bulunduğu dikkat ediniz. Çalışma grubundaki kadınların meme yoğunluğu şu şekilde derecelendirildi: ACR 1 (%4), ACR 2 (%53), ACR 3 (%33), ACR 4 (%10).

Şekil 4'te, ortalama glandüler dozun (AGD)

çalışma grubunun üyeleri arasındaki dağılımı gösteriliyor. Tüm hastalar için ortalaması alınan mutlak AGD değerindeki düşüş miktarı, $0,26 \pm 0,06$ mGy idi. Nispi AGD düşüş miktarı, %12 (85-94 mm'lik meme kalınlıkları) ile %32 (25-34 mm'lik meme kalınlıkları) arasında değişiyor. Tarama çalışmasının sonuçları, Tablo 1'de gösteriliyor. Bu tabloda pozitif ortalama değerler, gridsiz SBSC tekniğinin tercih edildiğini ortaya koyuyor. Tüm ortalama değerler, 0'a yakın. Tabloda ayrıca, -0,3'lük eşik değerinde tek taraflı t-testine ($\alpha = 0,025$) ait p değerleri de gösteriliyor. Söz konusu t-testi kullanılarak istatistiki açıdan anlamlı gridsiz SBSC tekniğinin eşdeğerliliği ortaya koyuldu ($p < 0,001$). Klinik çalışmadan elde edilen bir çift görüntü, Şekil 5'te gösteriliyor (39 mm'lik



Şekil 5: Mikrokalsifikasyonların (oklar ile gösterilen) bulunduğu, büyütülmüş ilgi alanında gerçekleştirilen klinik çalışmadan elde edilen örnek görüntüler. Gridsiz SBSC tekniği ile gerçekleştirilen taramada kullanılan radyasyon dozu, gridli standart konumda gerçekleştirilen taramalara göre %27 daha düşük (1,04 mGy yerine 0,76 mGy).

meme kalınlığı, nispi radyasyon dozunda %27 düşüş).

4.3 Tartışma

Gerçekleştirilen klinik çalışmada, gridsiz SBSC mamografi tekniğinde meme kalınlığına dayalı nispi radyasyon dozundaki düşüş miktarı, fantom çalışmada tasarruf edilen doz miktarına yakın olarak ortaya çıkıyor. Aradaki küçük fark, manuel ekspozür konumunda seçilebilir belirli ve sınırlı sayıda değerin mevcut olmasından kaynaklanıyor. İlginç bir tespit olarak AGD değerinde sağlanan ortalama mutlak düşüş miktarı (0,26 mGy), tüm meme kalınlıkları için aşağı yukarı aynı çıktı. Kalın meme dokuları için nispi doz düşüş miktarının azalması ile bağlantılı olarak kalın meme dokuları için doz artırımına ihtiyaç bulunuyor; mutlak değerlerin birbirlerine yakın olmasının nedeni de bu. Gridsiz SBSC mamografi tekniğinde, düşük radyasyon dozunda görüntü kalitesini değerlendirmek önemli bir unsur. Radyologların elde ettikleri ölçümler, sıfıra yakın ortalama değerlere sahip oluyor. Bu, aslında aynı görüntü kalitesinin bir göstergesi. Bu klinik çalışmanın temel sonucu, istatistiki açıdan anlamlı gridsiz SBSC tekniğinin eşdeğerliliğinin ortaya koyulabilmesi olarak ortaya çıkıyor.

5. Özet

X-ray mamografide hastaların maruz kaldıkları radyasyon dozu son derece önemli bir konu. Bu çalışmamızda, SBSC tekniği ile desteklenen gridsiz FFDM prosedürünün doz düşürme potansiyeline dair yaptığımız bir araştırmayı sunduk. Dedektöre ulaşan yüksek miktarda nispi primer radyasyon nedeniyle gridsiz mamografi tekniğinde radyasyon dozu düşürülebiliyor. Doz tasarruf potansiyelini ve görüntü kalitesini araştırmak için fantom çalışmalar gerçekleştirdik. Bu tekniği, gerçek koşullar altında test etmek için klinik bir çalışma yaptık. Bu çalışma, bu yeni yaklaşımın standart yaklaşımlar ile olan eşdeğerliliğini ortaya koyuyor. Çalışmada, ayrıca meme kalınlığına bağlı nispi doz düşüş miktarının %12 (kalın meme dokuları: 85-94 mm'lik meme kalınlıkları) ile %32 (ince meme dokuları: 25-34 mm'lik meme kalınlıkları) arasında değiştiği tespit edildi.

Referanslar

1. Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., and Boone, J. M., [The Essential Physics of Medical Imaging], Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, 3rd ed. (2012).
2. Shen, S. Z., Bloomquist, A. K., Mawdsley, G. E., Yaffe, M. J., and Elbakri, I., "Effect of scatter and an antiscatter grid on the performance of a slot-scanning digital mammography system," *Medical Physics* 33(4), 1108–1115 (2006).
3. Åslund, M., Cederström, B., Lundquist, M., and Danielsson, M., "Scatter rejection in multislit digital mammography," *Medical Physics* 33(4), 933–940 (2006).
4. Krol, A., Bassano, D. A., Chamberlain, C. C., and Prasad, S. C., "Scatter reduction in mammography with air gap," *Medical Physics* 23(7), 1263–1270 (1996).
5. Salvagnini, E., Bosmans, H., Struelens, L., and Marshall, N. W., "Quantification of scattered radiation in projection mammography: Four practical methods compared," *Medical Physics* 39(6), 3167–3180 (2012).
6. Veldkamp, W. J. H., Thijssen, M. A. O., and Karssemeijer, N., "The value of scatter removal by a grid in full field digital mammography," *Medical Physics* 30(7), 1712–1718 (2003).
7. Diekmann, F., Diekmann, S., Berzeg, S., Bick, U., Fischer, T., and Hamm, B., "Dose reduction through gridless technique in digital full-field mammography," *Fortschritte Röntgenstrahlen* 175, 769–774 (2003). (article in German).
8. Gennaro, G., Katz, L., Souchay, H., Klausz, R., Alberelli, C., and di Maggio, C., "Grid removal and impact on population dose in full-field digital mammography," *Medical Physics* 34(2), 547–555 (2007).
9. Baydush, A. H. and Floyd, C. E., "Improved image quality in digital mammography with image processing," *Medical Physics* 27(7), 1503–1508 (2000).
10. Nykänen, K. and Siltanen, S., "X-ray scattering in full-field digital mammography," *Medical Physics* 30(7), 1864–1873 (2003).
11. Xia, J., Floyd, C., Lo, J., and Harrawood, B., "Improved signal to noise in full-field digital mammography by replacing the anti-scatter grid with nonlinear image processing," in [Proceedings of the Radiological Society of North-America (RSNA) 2004], (2004). (unpublished).
12. Tromans, C. E., Cocker, M., and Brady, S. M., "Digital scatter removal for mammography and tomosynthesis image acquisition," in [Proceedings of the 11th International Workshop on Digital Mammography (IWDM) 2012], 7361, 260–267 (2012).
13. Rührnschopf, E.-P. and Klingenberg, K., "A general framework and review of scatter correction methods in x-ray cone-beam computerized tomography. Part 1: Scatter compensation approaches," *Medical Physics* 38(7), 4296–4311 (2011).
14. Rührnschopf, E.-P. and Klingenberg, K., "A general framework and review of scatter correction methods in cone beam CT. Part 2: Scatter estimation approaches," *Medical Physics* 38(9), 5186–5199 (2011).
15. Perry, N., Broeders, M., de Wolf, C., Törnberg, S., Holland, R., von Karsa, L., and Puthaar, E., eds., [European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis], Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 4th ed. (2006).
16. Dance, D. R., Young, K. C., and van Engen, R. E., "Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols," *Physics in Medicine and Biology* 54(14), 4361–4372 (2009).
17. Young, K. C., Alsager, A., Oduko, J. M., Bosmans, H., Verbrugge, B., Geertse, T., and van Engen, R., "Evaluation of software for reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems," in [Proceedings SPIE Medical Imaging 2008: Physics of Medical Imaging], 6913, 69131C (2008).
18. Mertelmeier, T. and Bernhardt, P., "Scatter in digital mammography: antiscatter grid versus slot-scanning," in [Proceedings SPIE Medical Imaging 2005: Physics of Medical Imaging], 5745, 299–306 (2005).
19. Zanca, F., Jacobs, J., Ongeval, C. V., Claus, F., Celis, V., Geniets, C., Provost, V., Pauwels, H., Marchal, G., and Bosmans, H., "Evaluation of clinical image processing algorithms used in digital mammography," *Medical Physics* 36(3), 765–775 (2009).

Arteriovenöz fistüllü femoral arter psödoanevrizmaların geleneksel CTA taraması tekniği kullanılarak değerlendirilmesi

Hong Liang Zhao, MD, Xijing Hastanesi, Radyoloji Bölümü, Çin Halk Cumhuriyeti

Travma geçiren 16 yaşındaki erkek hastanın sol kalçasında gelişen hassas pulsatil kitle, CTA ile incelendi. Sol kalçanın üst-orta kısmında iki adet sakküler psödoanevrizma tespit edildi. Düşük dozlu CTA, bu süreçte hızla teşhis koyulmasını sağladı.

Hastanın hikayesi

Travma geçirdiği bilinen 16 yaşındaki erkek hastanın sol kalçasında hassas bir pulsatil kitle gelişti. Detaylı vasküler yapıları değerlendirmek için hastanın CT Anjiyografisi (CTA) taramasından geçirilmesine karar verildi.

Teşhis

Hastanın sol kalçasının üst-orta kısmında iki adet sakküler psödoanevrizma tespit edildi (Şekil 1). İki anevrizma da sol yüzeysel femoral arterin içine girmiş durumdaydı (Şekil 2). Anevrizmalar ile femoral damarı birbirine bağlayan bir fistül nedeniyle lokal olarak tümör benzeri venöz yapılar gelişmişti (Şekil 2). Birçok damardaki kan, büyük safen vene akıyor ve bu durum damarın ektazik hale girmesine neden

oluyordu. Sol femoral arter, büyük oranda dilateydi. Mural tromboz veya anevrizma duvarının kalınlaşmasına dair herhangi bir sinyal bulunmuyordu. Sağ bacakta vasküler yapılar normal görünüyordu.

Yorumlar

Psödoanevrizmalar, damar duvarının bozulmasıyla meydana gelen, sık görülen vasküler anormalliklerdir. Ama arteriovenöz fistüllü bir psödoanevrizma nadir görülüyor. İç kanama ve damar yırtılmasına bağlı morbidite ve mortaliteyi önlemek için hızla teşhis koyulması ve tedaviye başlanması gerekiyor. Düşük dozlu CTA, tarama-görüntüleme çalışmasında değerli bir teknik olarak hızla teşhis koyulmasını sağlayabiliyor.

İnceleme protokolü

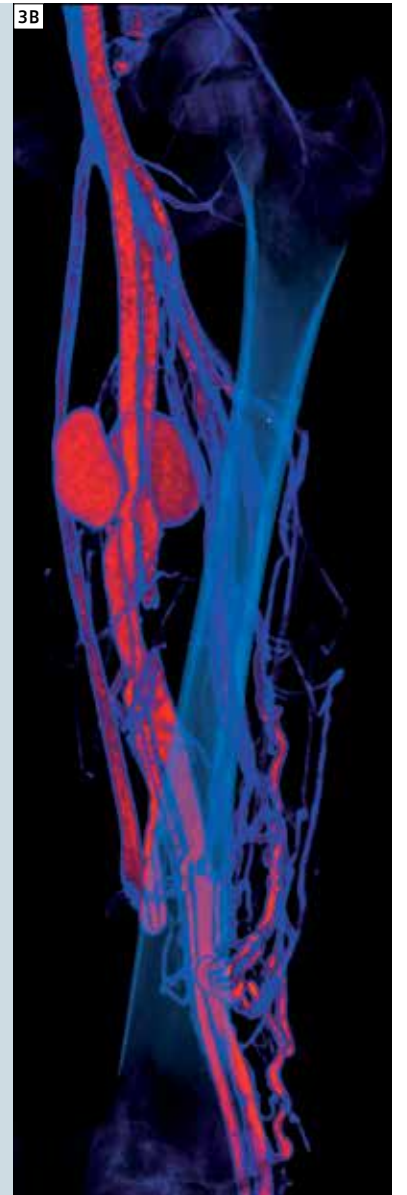
Tarayıcı	SOMATOM Definition Flash		
Tarama bölgesi	CTA Runoff	Mesafe	0,9
Tarama uzunluğu	1,102 mm	Kesit kolimasyonu	128x0,6 mm
Tarama yönü	Cranio-caudal	Kesit genişliği	1 mm
Tarama süresi	16 s	Uzaysal çözünürlük	0,33 mm
Tüp gerilimi A/B	80 kV	Rekonstrüksiyon artışı	0,7 mm
Tüp akımı	190 eff. mAs	Rekonstrüksiyon kerneli	B26f
Doz ayarlama	CARE Dose4D	Kontrast	
CTDI _{vol}	3,72 mGy	Hacim	70 mL
DLP	419 mGy cm	Akış hızı	3,5 mL/s
Etkili doz	1,82 mSv	Başlangıç gecikmesi	21 s
Rotasyon süresi	0,5 s		



1 CTA yüzeyine genel bakış.



2 İnce plakalı VRT görüntüsü, anevrizmanın (ok ile gösterilen) ve fistülün (kesik çizgili ok) femoral damara müdahalesi.



3 Vasküler yapılar farklı presetlerle VRT'de görüntülenebilir.

Doku deformasyonu analizi–Elastografi için komple bir ultrason çözümü

John Benson BS, RDMS, RDCS Klinik Uygulamalar Direktörü, Liexiang Fan, Ph.D. Kıdemli Genel Uzman

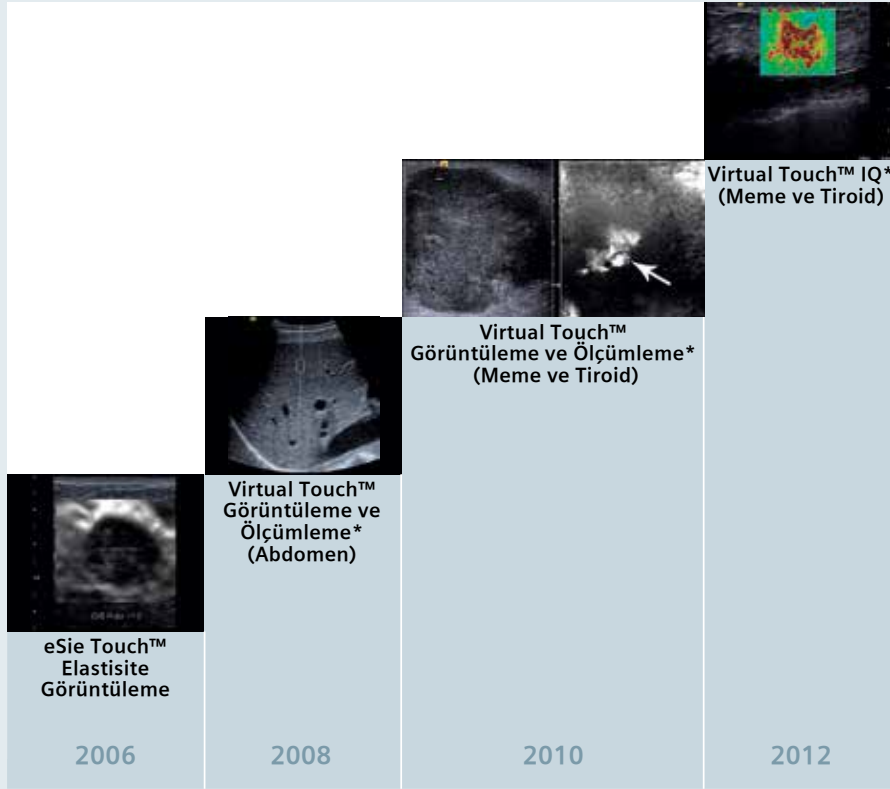
Ultrason elastografi alanının öncülerinden Siemens, günümüzde ultrason sanayiindeki tamamlayıcı doku deformasyonu analiz uygulamalarına yönelik en kapsamlı çözümleri sunuyor.

Giriş

Ultrason görüntüleme; çeşitli hastalık ve patolojilerde, tarama, teşhis ve tedavi amaçlı girişimlerde önemli bir rol oynayan, çok çeşitli endikasyonlar için öncelikli olarak tercih edilen bir görüntüleme tekniği. Gerçek zamanlı B mod, Doppler, renkli akış görüntülemesi dahil olmak üzere girişimsel ultrason teknolojisinde yaşanan istikrarlı gelişmeler, özellikle meme, tiroid, kas-iskelet yapıları ve kardiyovasküler sistem gibi yüzeysel yapılarda yüksek

uzaysal ve kontrast çözünürlüğü ile hasta anatomisi ve fizyolojisinin hassas bir şekilde görüntülenmesini sağlıyor. Ancak girişimsel ultrasonun, dokuların, fokal veya yaygın hastalıkların morfolojisi ve fizyolojisinin değerlendirilmesinde önemli olabilecek mekanik unsurlarını birbirinden ayırma kabiliyeti sınırlı bulunuyor. Doku deformasyonu analizi, dokulardaki mekanik sertlik (elastisite) farklarının hem niceliksel hem de niteliksel olarak değerlendirilmesini sağlayarak ultrason

görüntüleme alanına yepyeni bir boyut kazandırıyor. Ultrason elastografi alanının öncülerinden Siemens, günümüzde ultrason sanayiindeki tamamlayıcı doku deformasyonu analiz uygulamalarına yönelik en kapsamlı çözümleri sunuyor. Siemens'in ACUSON S Family™ ultrason sistemleri, çok çeşitli doku deformasyonu analiz uygulama ve teknolojileriyle yapılandırıldığı için doktorların en zorlu diagnostik sorulara yanıt bulmalarına yardımcı oluyor.



Şekil 1: Siemens'in doku deformasyonu analizi uygulamalarının gelişimi

Tamamlayıcı doku deformasyonu teknolojileri

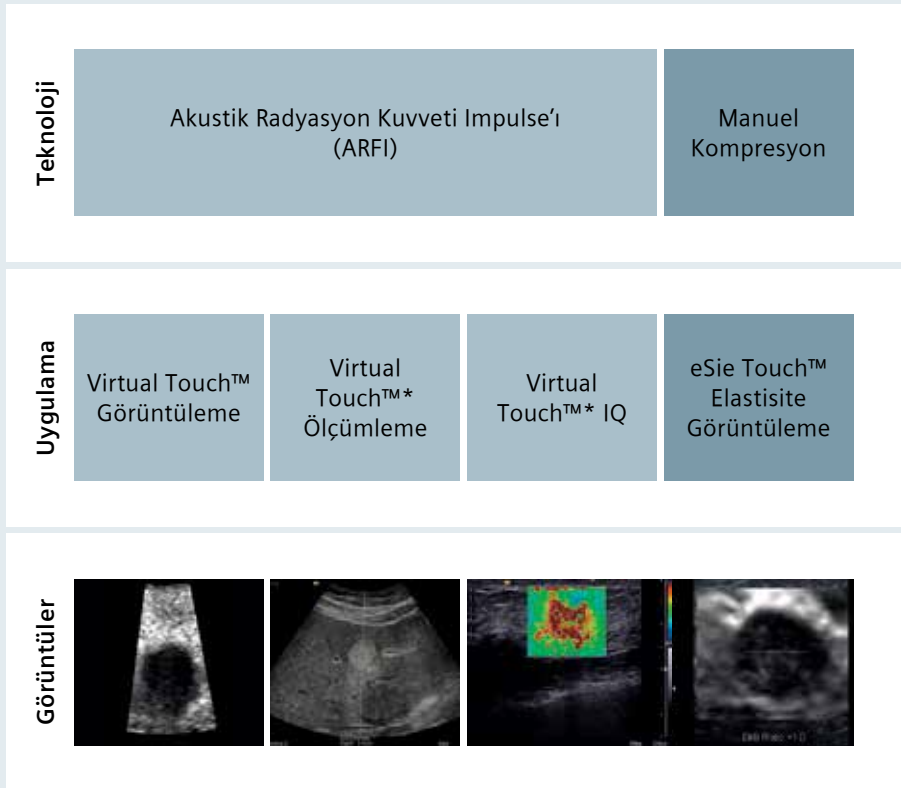
Her zaman söylendiği gibi, en iyi sonuçları elde etmek için doğru araçları kullanmak gerekir. Bu ifade, özellikle doku deformasyonu analizi için fazlasıyla geçerli. Mükemmel bir diagnostik araç, tüm vakalarda %100 duyarlılık (hastalık mevcut iken pozitif sonuç verme) ve %100 özgüllük (hastalık mevcut değil iken negatif sonuç verme) göstermeli. Tanısal görüntülemelerde henüz böyle bir teknoloji bulunmuyor; ancak birden fazla görüntüleme aracının bir arada kullanımı, tek bir görüntüleme tekniğine oranla daha yüksek bir genel tanı doğruluğu sunuyor. Siemens'in ACUSON™ ultrason sistemleri bu açıdan benzersiz özellikler taşıyor, çünkü bu sistemler, her biri özel uygulama ve klinik sorunlar için optimize edilmiş çoklu teknolojik çözümler sağlıyor. Sonuç, farklı hastalık durumlarında geleneksel ultrason ve hatta tek tip elastografiye kıyasla daha yüksek bir genel duyarlılık ve özgüllük oluyor. Siemens'in ACUSON S Family ultrason

sistemlerinin benzersiz sinyal işleme mimarisi sayesinde doku deformasyonu görüntüleme alanında yüksek performans sağlanıyor. Dokuların yerlerinde meydana gelen son derece küçük (1-10 mikron büyüklüğünde) değişiklikler, RF akustik sinyali ve karmaşık algoritmalar kullanılarak takip edilip hesaplanıyor. Dokuların yerlerindeki bu küçük değişiklikleri tespit etme kabiliyeti, yeniden üretilebilir ve son derece hassas diagnostik görüntülerin elde edilmesini sağlıyor.

eSie Touch™ elastisite görüntülemenin ismi, bu sistemin yüksek kontrast-gürültü oranı sunma ve meme dokusunun transdüser yüzeyinde minimum düzeyde kompresyona imkan vererek yüksek çözünürlüklü elastogram çekme kabiliyetinden geliyor. Doku deformasyonu analizi için gerekli temel stres kuvvetinde basit manuel kompresyon teknikleri kullanılsa da hastanın kalp atışları ve solunum hareketleri ile tetiklenen natif doku hareketi, yüksek kaliteli görüntü çekimi için genelde tek başına yeterli

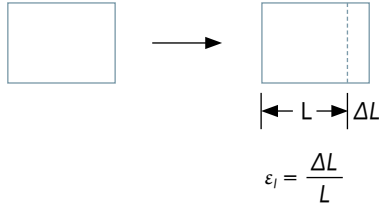
oluyor. eSie Touch™ elastisite görüntüleme tekniği, tüm ACUSON S ürün ailesinde bulunuyor. Teknik, Siemens'in eğimli lineer analiz ve lineer analiz transdüserleri ile meme, tiroid, kas-iskelet ve abdominal uygulamalarda nispi doku deformasyonunu (sertlik) gerçek zamanlı olarak değerlendiren endokavite transdüseri ile de uyumlu.

Virtual Touch™*, akustik radyasyon kuvveti impulsı (ARFI) teknolojisine dayalı bir uygulamalar serisinden oluşuyor. Virtual Touch™ sisteminde, manuel kompresyon teknikleri yerine dokular, akustik bir itici ışın kullanılarak sıkıştırılıyor. Virtual Touch™ teknolojisinin bir avantajı da itici ışının, ilgi alanına (ROI) odaklanması. Bu sayede, sadece deri yüzeyine ışın tatbik edip daha derinlerdeki dokular üzerinde kontrol edilemez stres oluşumuna imkan verilmiyor, bunun yerine akustik impuls aracılığıyla dokudaki lokal yer değiştirme miktarı maksimum düzeye çıkarılıyor. İtici ışını odaklama kabiliyeti, dokular üzerindeki stresin daha kontrol edilebilir bir şekilde

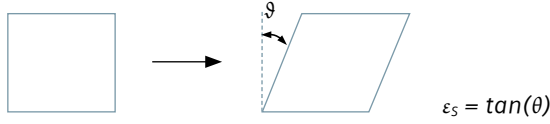


Şekil 2: Siemens'in doku deformasyonu analizi teknolojileri ve uygulamaları

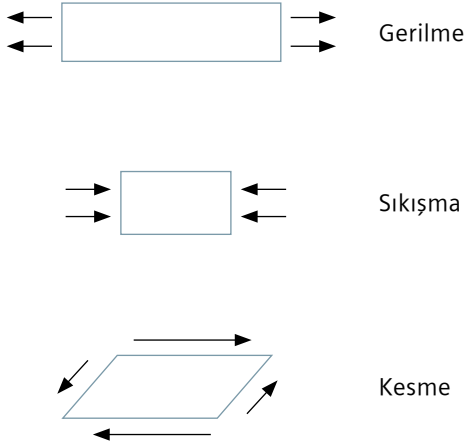
(A) Uzunlamasına deformasyon



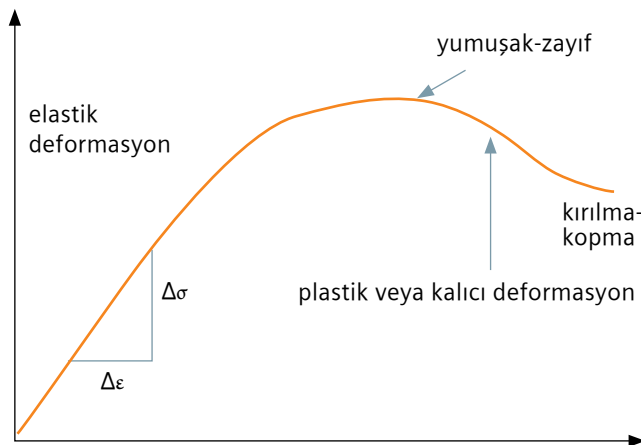
(B) Kesme deformasyonu



Şekil 3: (A) Uzunlamasına deformasyon ve (B) Kesme (Shear) deformasyonu



Şekil 4: Stres ve deformasyon



Şekil 5: Maddelerdeki stres ve deformasyon arasındaki ilişki

tatbik edilmesini ve bu sayede nihai elastogramın eşbiçimliliğin geliştirilmesini sağlıyor.

Diğer bir avantaj da doku sertliğinin ölçümü için kesme (enine) dalgalarının yayılmasını tetikleme ve takip etme kabiliyeti. Kesme dalgası hızı arttıkça doku sertliği de artıyor; bu durum, gerçek doku elastisitesi hakkında daha kesin bir belirti sunuyor. Üçüncü ama önemli bir diğer avantaj da kullanıcıların görüntüleme tekniklerine daha az bağımlı hale gelmeleri. Kullanıcı, sadece bir butona basarak elastogram çekimi veya niceliksel ölçüm işlemini başlatabiliyor. Bu sayede, operatörler arasında tarama sonuçlarının tekrar üretilebilirlik düzeyi artıyor ve bu durum klinik ortamlar için önemli bir unsur oluşturuyor.

Dokuların mekanik özellikleri

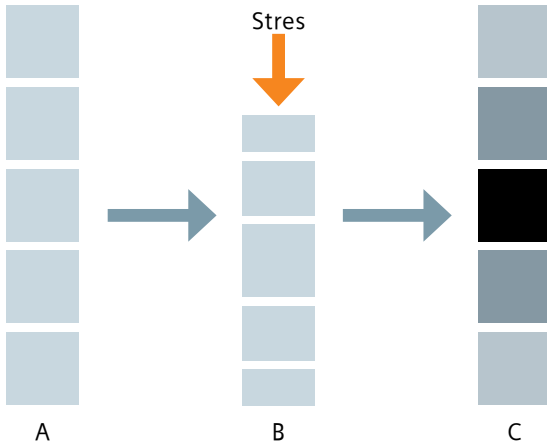
Manuel sıkıştırma kuvveti veya radyasyon kuvveti tatbik edildiğinde dokularda genelde hem uzunlamasına deformasyon hem de kesme deformasyonu söz konusu oluyor. Poisson Oranı bize, belirli bir doku tipi için kesme deformasyonunun uzunlamasına deformasyona olan oranını veriyor. Dokulardaki stres konsepti, Şekil 4'te gösteriliyor.

Sıvılarda basınç her yerde aynı olduğu için kesme deformasyonu veya kesme dalgaları oluşmuyor. Ancak belirli bir noktadaki stresin gerilme etkisi son derece karmaşık olduğu için üç boyutlu bir küpün her bir yüzeyinde olağandışı gerilme, sıkışma ve kesme etkileri ortaya çıkıyor.

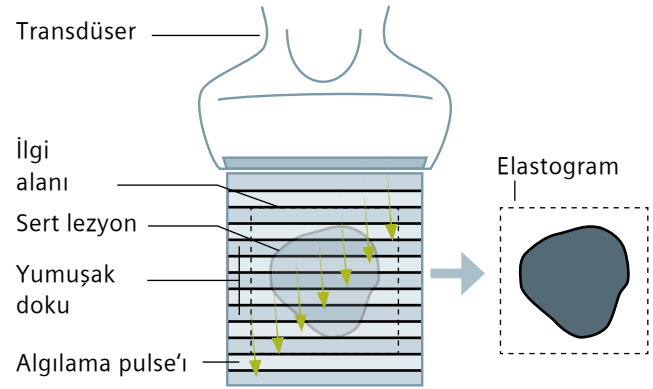
Elastik malzemelerde kesme dalgasının hızı (v_s) ile kesme katsayısı arasında bir ilişki bulunuyor:

$$v_s = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$$

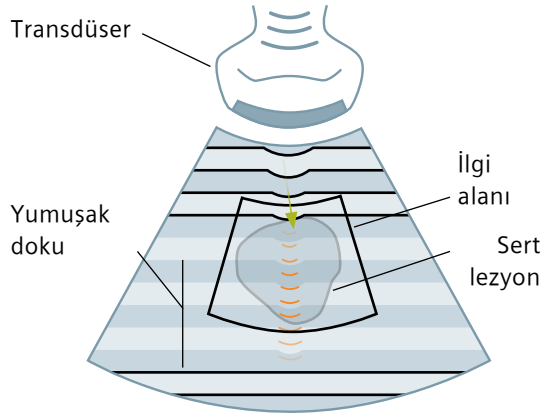
Bu formülde G , dokunun kesme katsayısını; ρ ise katı doku yoğunluğunu ifade ediyor. Yüksek kesme katsayısına veya sertlik katsayısına sahip dokular (kesme kuvvetine karşı daha az uyumlu), düşük sertlik katsayısına sahip dokulara (kesme kuvvetine karşı daha fazla uyumlu) göre daha yüksek bir kesme dalgası hızına sahip oluyor.



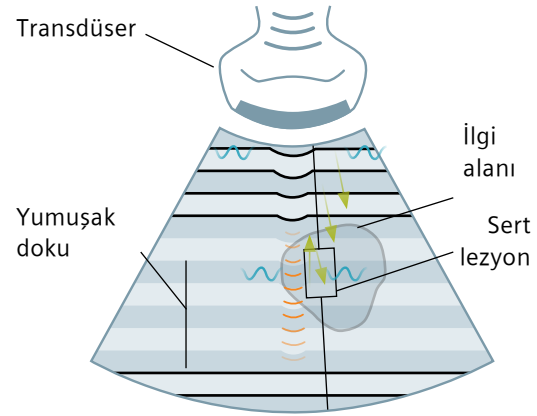
Şekil 6: Geleneksel B-konumu veya Doppler görüntülemeye, birbirinin yanında duran doku öğeleri benzer (izoekoik) görünebiliyor (A). Ancak herhangi bir stres (uzunlamasına kuvvet) tatbik edildiğinde bu dokular, farklı davranabiliyor ve bu dokulardan bazılarında diğerlerine göre daha büyük deformasyon gözlemlenebiliyor (B). Taban çizgisi ve deformasyon bilgilerini kıyaslamak suretiyle her bir doku ögesi, nispi sertlik değerine göre sınıflandırılabilir. Açık renkli gölgeler nispeten yumuşak (elastik) dokuları temsil ederken; koyu renkli gölgeler nispeten sert (elastik olmayan) dokuları temsil ediyor. (C)



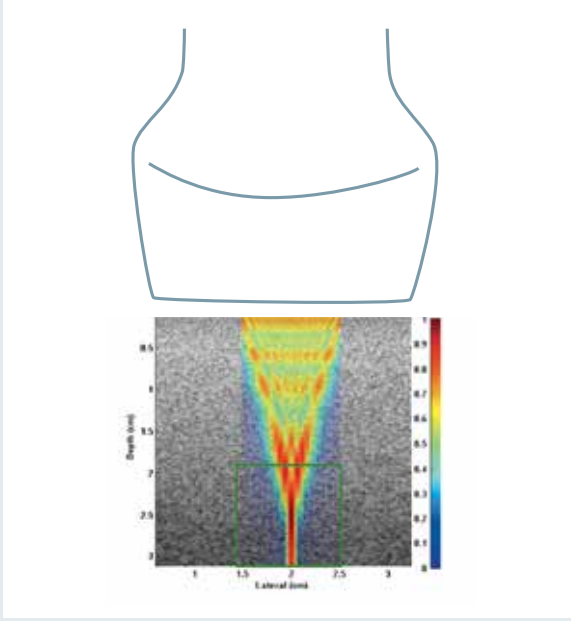
Şekil 7: Doku deformasyonu, transdüser veya kalp atışları ve solunum hareketlerinden kaynaklanan minimum düzeyde mekanik kompresyon ile tetikleniyor. Bir deformasyon görüntüsünü gri skala veya renk kodlu bir ekranda elde etmek için kullanılan algılama pulse'ları, dokulardaki yer değişimini takip ediyor.



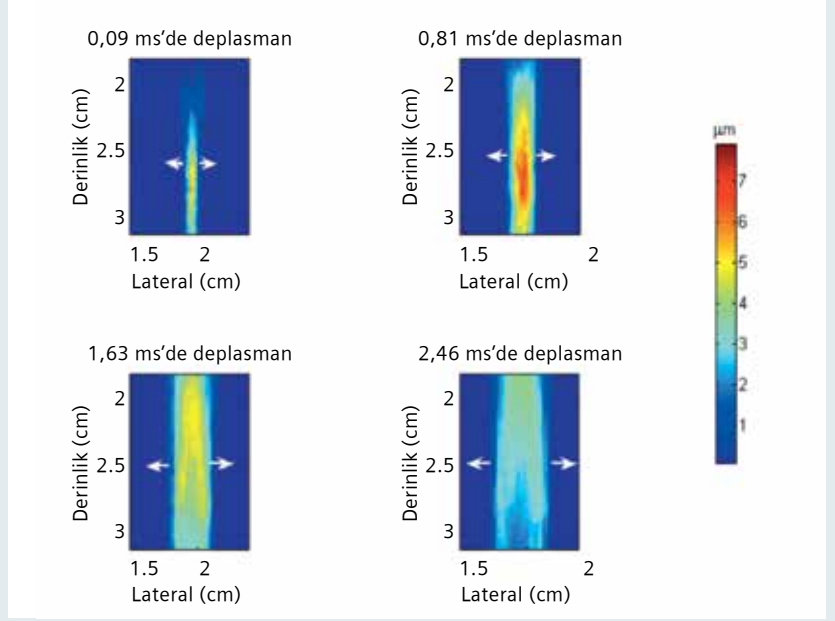
Şekil 8: Virtual Touch™ görüntüleme tekniğinde, nispi doku sertliğini gösteren bir deplasman haritası oluşturmak için, kullanıcı tanımlı bir ilgi alanı boyunca dizilmiş akustik itici pulse'lar (turuncu dalgalar) ve algılama ekosu (yeşil ok) kullanılıyor.



Şekil 9: Virtual Touch™ ölçümleme tekniğinde, kullanıcı tanımlı bir ilgi alanı aracılığıyla kesme dalgaları (mavi) oluşturmak için, akustik itici pulse'lar (turuncu dalgalar) kullanılıyor. Varış süresi belli olan algılama pulse'ları, çoklu lokasyonlara tatbik ediliyor ve kesme dalgasının yayılma hızının hesaplanmasına imkan veriyor.



Şekil 10: Odaklı ultrason ışını (eko görüntü üzerine yerleştirilen renkli görüntü), ilgi alanı (yeşil dikdörtgen kutu) ve odaklı ışını üreten ve eko sinyalin alan ultrason transdüserinin gösterimi. Renkler, gösterilen ışıdaki nispi akustik yoğunluk seviyelerini temsil ediyor. Koyu kırmızı renk en yüksek yoğunluk düzeyini, açık ve şeffaf mor renk daha düşük yoğunluk seviyelerini gösteriyor.



Şekil 11: ARFI uygulamasından sonra doku deplasman bilgilerinin (hem uzaysal lokasyon hem de büyüklük) gösterimi. Yukarıdaki dört görüntüde, dört farklı gözlemleme zamanında, yani ARFI tekniğinin uygulanmasından sırasıyla 0,09, 0,81, 1,63 ve 2,46 milisaniye sonra elde edilen deplasman bilgileri gösteriliyor. Söz konusu dört görüntüde kullanılan uzaysal ölçekler aynı; her bir görüntüdeki oklar, yer değiştiren dokunun uzaysal lokasyonunun dışarı doğru, ARFI ışının gönderildiği yöne dik olarak hareket etmekte olduğunu gösteriyor. ARFI ışını ile olan mesafe arttıkça, doku deplasmanının büyüklüğü azalıyor. Ayrıca, dokunun aynı uzaysal lokasyondaki büyüklüğü, zaman içinde değişiklik gösteriyor.

Teknolojiye genel bakış

eSie Touch™ elastisite görüntüleme

Bu teknikte elastogram ya minimum sıkışma ya da doku üzerindeki stres kuvvetine paralel olarak kalp atışları veya solunum hareketlerinden kaynaklanan fizyolojik doku hareketleri kullanılarak elde ediliyor. Dokuların sıkışma deformasyonu, elde edilen ultrason algılama sinyallerinin sürekli olarak analiz edilmesiyle görüntüye kaydediliyor. Şekil 6'da, nispi sıkıştırma farklarının görüntüye, gri skala veya renk kodlu elastogram haritaları kullanılarak nasıl kodlandığı gösteriliyor. Şekil 7'de ise, görüntü ve kullanıcı tarafından tanımlanan ilgi alanı içerisindeki algılama ışınları arasındaki ilişki belirtiliyor.

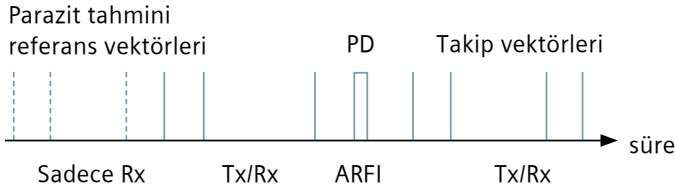
Virtual Touch™* görüntüleme

Virtual Touch™ görüntüsü, nispi doku sertliğinin kullanıcı tanımlı bir ilgi alanı içerisinde, gri skalalı veya renk kodlu gösterimini ifade ediyor. Nispi doku sertliğine ait veriler, akustik bir itici pulse karşısında doku öğelerinin deplasmanları

analiz edilerek hesaplanıyor. Nispi elastisitenin tespit ve ölçümü, eSie Touch™ elastisite görüntülemeye benziyor. Virtual Touch™ görüntüleme tekniği, Şekil 8'de gösterildiği gibi, doku deplasmanlarından elde edilen bağımsız verileri birleştirerek görüntü oluşturuyor. Geleneksel ultrason görüntüleme pulse gönderme stratejisinin aksine, Virtual Touch™ görüntüleme tekniğinde, üç adımlı bir pulse gönderme yöntemi kullanılıyor. Öncelikle, görüntünün temelini oluşturabilmek için geleneksel bir yöntem olarak dar bir ilgi alanı içinden bir ultrason sinyali alınıyor. Daha sonra, söz konusu ilgi alanının merkezi boyunca bir itici pulse tatbik ediliyor. Son olarak başka bir standart ultrason sinyali alınıyor ve doku deplasmanını belirlemek için görüntü temeli ile karşılaştırılıyor. Bir doku öğesi ne kadar elastik olursa, o öğenin deplasmanı o kadar büyük oluyor. Bu süreç, geleneksel B-konumu görüntülemeye olduğu gibi, ilgi alanı içerisindeki her bir aksiyel çizgi için tekrarlanıyor.

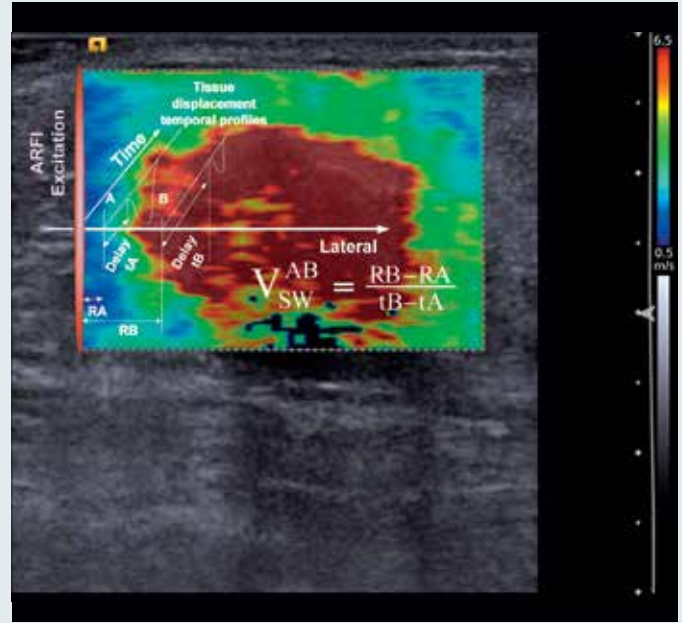
Virtual Touch™ ölçümleme

Akustik itici pulse'ın yolu üzerinde bulunan dokunun deplasmanına ek olarak yönlendirmeli itici pulse'ın tatbikinden sonra kesme dalgaları oluşturuluyor. Bu kesme dalgaları, itici pulse'a dik bir şekilde yayılıyor. Kesme dalgaları, dokuların içinde yaklaşık 1-10 m/s hızla hareket ediyor. Bu hız, dalgaların algılama ışınları tarafından iyi bir şekilde örneklenmesi için yeterince yavaştır. Kesme dalgaları, uzunlamasına ultrason dalgalarına kıyasla belirgin bir şekilde daha yüksek bir atenüasyon katsayısı ile sönümleniyor. "Dokuların mekanik özellikleri" başlıklı bölümde anlatıldığı üzere, doku elastisitesi ile dokuya ait kesme dalgasının hızı arasında yakın bir korelasyon bulunuyor. Şekil 9'da gösterildiği gibi, kesme dalgalarının cephelerinin çoklu lokasyonlara varışını gözlemleyerek ve bu lokasyonları, varış süresi ile ilintileyerek ilgi alanındaki kesme dalgasının hızı tahmin ediliyor. Şekil 10'da, odaklı bir itici ışın kullanılarak bir ilgi alanı içerisinde kesme dalgalarının



Şekil 12: Bir çift ARFI eksitasyonu ve algılama lokasyonu için veri alım sekansı. Parazit tahmini bölümünde herhangi bir iletim (Tx) söz konusu değil. Alınan eko sinyali (Rx), parazit düzeyini tahmin etmek için kullanılıyor. Hem referans hem de takip vektörlerinde, eko sinyallerini almak için geniş bant iletim ve alım tekniği kullanılıyor; bu sinyaller sayesinde doku deplasmanı tahmin edilebiliyor.

Bu görüntü için Çin, Harbin Tıp Üniversitesi, 1 no'lu Hastanesi'nden Prof. Wu Chang Jun'a teşekkür ederiz.



Şekil 13: Virtual Touch™ IQ tarama konumunda, doku deplasmanı tarafından temsil edilen kesme dalgası ile ARFI eksitasyonunun uzaysal ve zamansal alanda gösterimi. Her bir eksitasyon için kesme dalgalarının tespiti, yukarıdaki şekilde A ve B harfleri ile gösterildiği gibi, dar bir yanal aralık içerisindeki çoklu lateral lokasyonlarda gerçekleşiyor. Bu eksitasyon ve algılama sekansı, VTIQ ilgi alanı içerisindeki lateral pozisyonunu hareket ettirmek suretiyle tekrarlanıyor. Sekans tekrarının amacı, yüksek uzaysal çözünürlük elde etmek ve kesme dalgası hızının yüksek doğruluk seviyesiyle tahmin edilmesini sağlamak için maksimum 256 adet alım çizgisi oluşturuyor.

nasıl oluşturulabileceği gösteriliyor. Şekil 11'de ise kesme dalgası, itici darbe insonasyonu lokasyonundan dışarı doğru yayıldıkça, doku deplasmanının yayılımı ve deplasman büyüklüğünün atenüasyonu görülüyor.

Virtual Touch™ IQ

Virtual Touch™ IQ, tek bir görüntüde, hem niceliksel hem de nispi doku sertliğini gösteren, kullanışlı bir uygulama. Bu uygulamada kullanıcı, kesme dalgasının çoklu lokasyonlardaki hızını temsil eden, 2 boyutlu bir ilgi alanı tanımlıyor. Görüntü, maksimum 256 adet çekim ışını çizgisinden oluşan bir darbe sekansı ile elde ediliyor. Her bir ışın çizgisi için sisteme, sırasıyla parazit düzeyi tahmininde bulunması, referans vektörleri alması, ARFI eksitasyonunu tatbik etmesi ve Şekil 12'de gösterildiği gibi nispeten çok sayıda takip vektörü oluşturması amacıyla talimat verilmesi gerekiyor. Tek bir lokasyon için gerçekleştirilen bu sekans, ışın yönü boyunca her bir derinlik değeri için kesme

dalgasının yayılma süresine dair tahmini bir değer veriyor. Algılama vektörlerinin uzaysal lokasyonunu, ilk görüntü çekiminden farklı bir lokasyona hareket ettirdikten sonra benzer verileri elde etmek suretiyle, sistemin kesme dalgasının hızına dair yeni tahminlerde bulunması sağlanabiliyor. Bu tahminler baz alınarak çizilecek çizgi, algılama lokasyonlarının arasında yer alıyor.

Kesme dalgası hızını gösteren bir resim elde edebilmek için yukarıda belirtilen sekansın, Şekil 13'te gösterildiği gibi ilgi alanındaki tüm çizgiler için tekrarlanması gerekiyor. Her ne kadar Şekil 13'te ARFI itici darbelerindeki ışın sayısı ile algılama vektörlerinin sayısı aynı ise de algılama vektörlerinde paralel olarak iletilen bir ışın kullanıldığında ARFI itici darbelerindeki ışın sayısı azaltılabiliyor.

Yukarıda belirtilen sekansı ilgi alanı içerisinde tekrarlararak ARFI eksitasyonu ile algılama lokasyonları arasındaki mesafe sabit tutuluyor. İşte bu nedenle, kesme dalgası hızının tahmini, hareket süresi ile

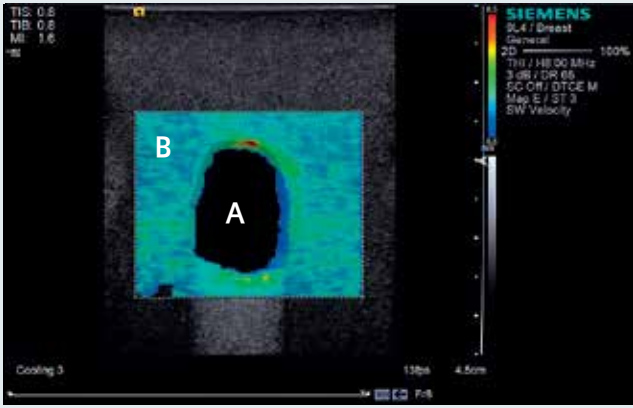
algılama lokasyonları arasındaki hareket süreleri arasındaki farkın temel alındığı bir fonksiyondur.

Virtual Touch™ IQ (VTIQ), Kesme Dalgası (SW) için dört farklı görüntüleme seçeneği sunuyor:

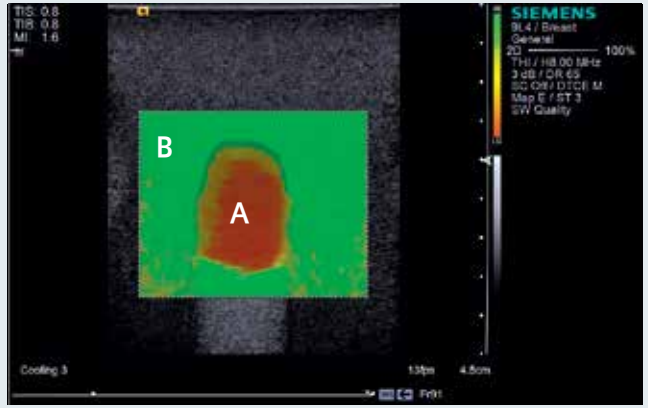
- 1) Hız
- 2) Kalite
- 3) Hareket süresi
- 4) Deplasman

Bu görüntüleme konumları, kullanıcılara, kesme dalgalarının standart SW Hız ekranında görüntü değerlendirme sürecini aksatabilecek karmaşık doğasını anlatmakta yardımcı oluyor.

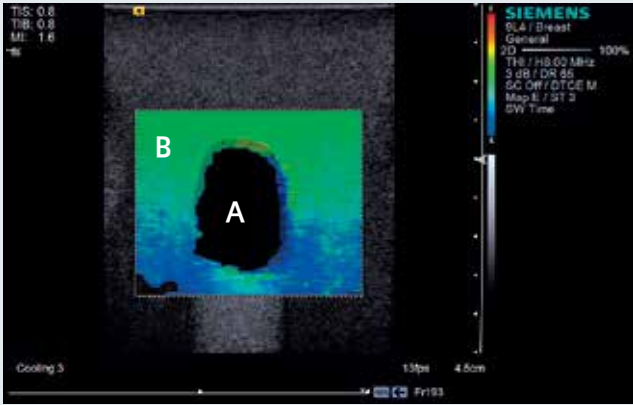
SW Kalite ekranı, özellikle kesme dalgasının, SW Hız ekranında görüntülenen dalga hızının doğru bir şekilde tahmin edilmesi için yeterli büyüklükte olup olmadığını ve dalga hızının sinyal-gürültü oranının (SNR) uygunluğunu değerlendirmede de kullanışlı oluyor. SW Deplasman ekranında ise yüksek SW hızıyla ilişkilendirilebilir, dokudaki düşük elastisite değerine sahip bölgeler



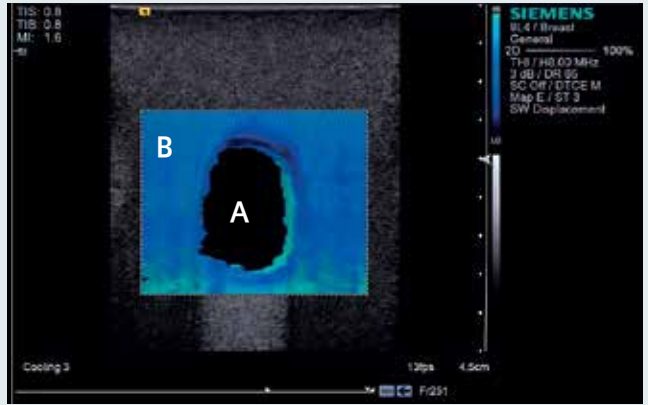
Kesme dalgasının hızı



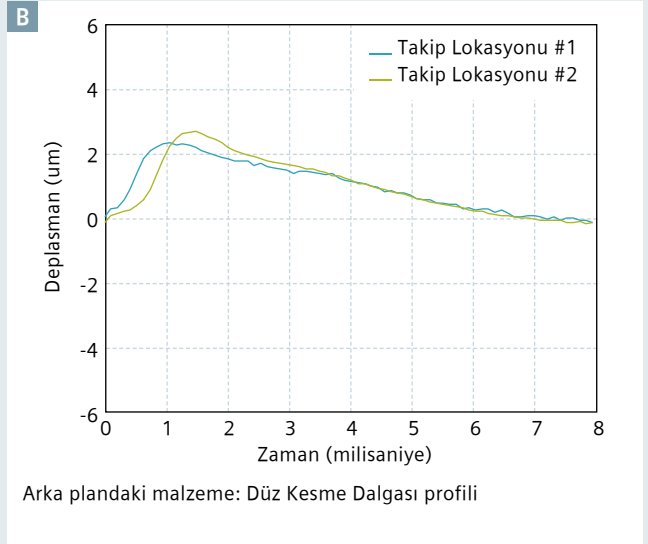
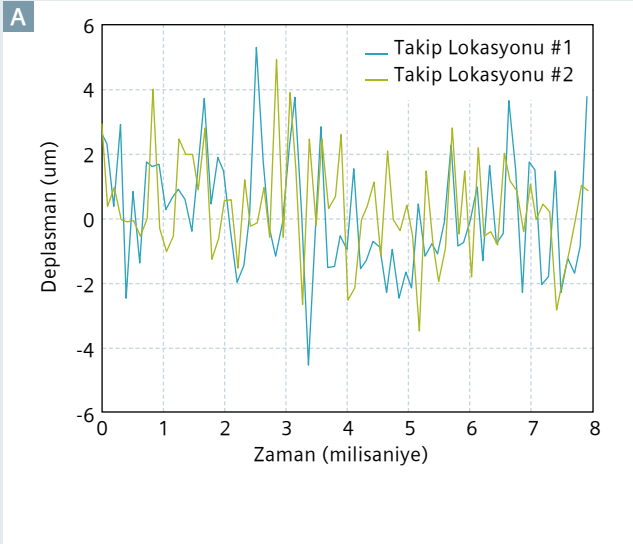
Kesme dalgasının kalitesi



Kesme dalgasının hareket süresi

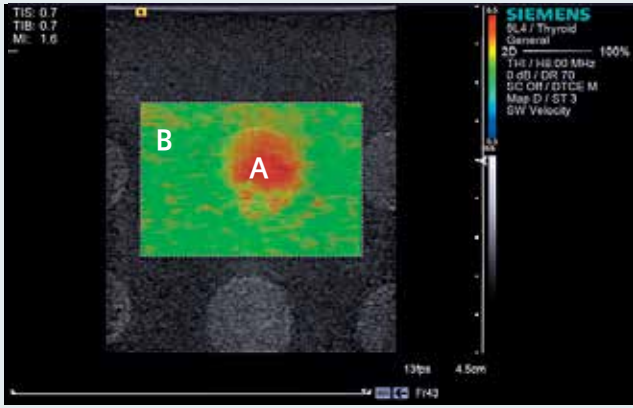


Kesme dalgasının deplasmanı

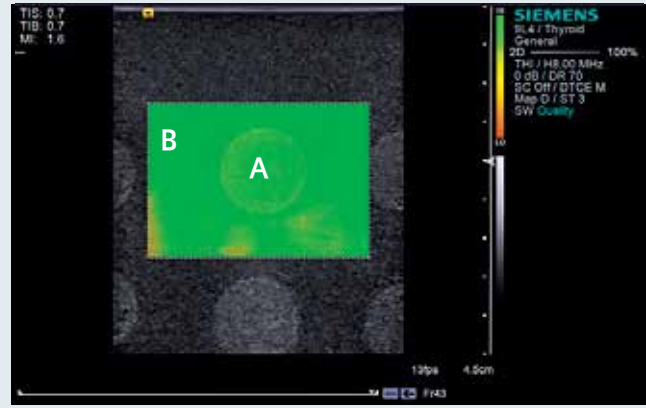


Arka plandaki malzeme: Düz Kesme Dalgası profili

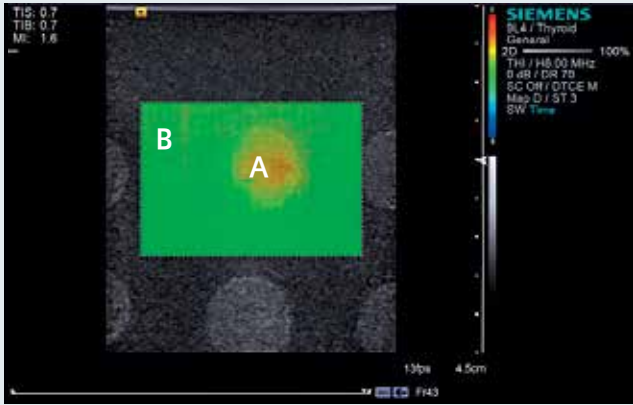
Şekil 14: Dokuyu taklit eden elastisite işaretli bölge fantom görüntüleri: (A) simüle edilmiş, su ile doldurulmuş kist ve (B) katı arka plan malzemesi. Çift algılama ışınlarından elde edilen RF akustik verileriyle tespit edildiği gibi alt kesme dalgası profillerinde (A) bölgesindeki kistik alan, özel bir kesme dalgasına sahip değil, aynı zamanda da parazitli. Bu durum, kesme dalgalarını desteklemeyen sıvı malzeme ile tutarlı. (B) malzemesinin yumuşak doku deplasmanına verdiği yanıt, birbirlerinden biraz farklı lokasyon ve zamanlardaki iki deplasman profilinin her birindeki zirve noktayı tespit etme becerisine sahip elastik malzeme işaret ediyor. Bu da kesme dalgasının hızının tahmin edilmesine imkan veriyor. Düşük kaliteli kesme dalgası sinyali alanı, SW Kalite ekranındaki sağ üst görüntüde kırmızı ile belirtilmiş kistik alanı temsil ediyor. Arka plan malzemesinin, yine SW Kalite ekranındaki sağ üst görüntüde, yeşil renkli alan ile belirtildiği gibi yüksek kaliteli bir sinyal üretiyor.



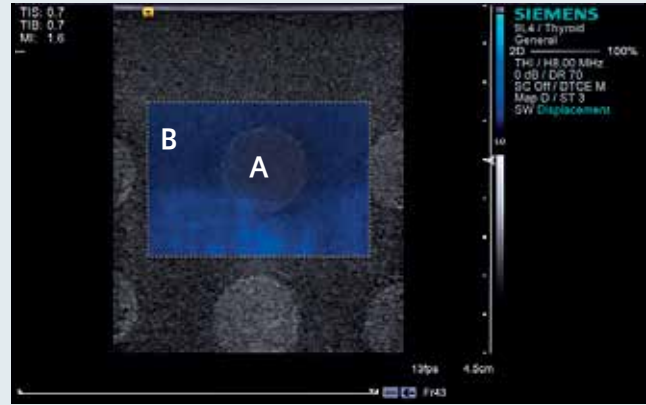
Kesme dalgasının hızı



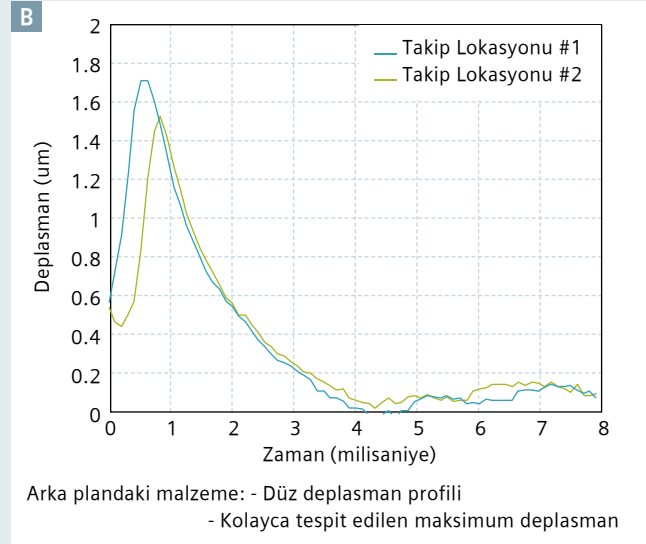
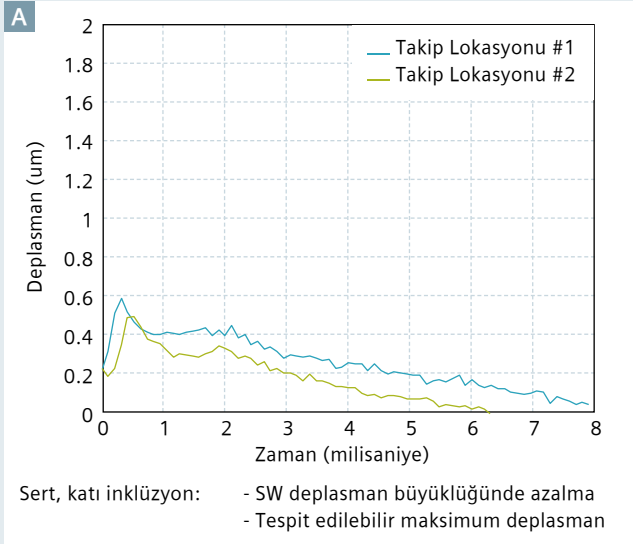
Kesme dalgasının kalitesi



Kesme dalgasının hareket süresi



Kesme dalgasının deplasmanı



Şekil 15: Dokuyu taklit eden elastisite işaretli bölge fantom görüntüleri: (A) sert, katı bir inklüzyon ve (B) katı elastik arka plan malzemesi. Çift algılama ışınlarından elde edilen RF akustik verileriyle tespit edildiği gibi alt kesme dalgası profillerinde (A) bölgesindeki katı inklüzyon alanı, sınırlı deplasman büyüklüğüne sahip, düz bir kesme dalgası profili. (B) malzemesinin büyük ve düz doku deplasmanına verdiği yanıt, birbirlerinden biraz farklı lokasyon ve zamanlardaki iki deplasman profilinin her birindeki zirve noktayı tespit etme becerisine sahip elastik malzemeyi işaret ediyor. Bu durum, kesme dalgasının hızının doğru bir şekilde tahmin edilmesine imkan veriyor. Yüksek kaliteli kesme dalgası sinyali alanının, SW Kalite ekranındaki sağ üst görüntüde bulunan sert inklüzyon alanını ve elastik arka plan malzemesini temsil ettiğini unutmayınız.

ARFI AUROC F0-2 vs F3, sadece 4	Hastalık	N	AUROC	Optimum kesim	Duyarlılık	Özgüllük	PPV	NPV	Teknik yeterlilik oranı
Fierbinteanu- Braticevici ve ark.	HCV	74	0.993	1.54 m/s	%97	%100	%100	%97	%100.0
Lupsor ve ark.	HCV	112	0.869	1.61 m/s	%97	%95	%92	%86	%91.1
Goertz ve ark.	HCV, HBV	77	0.920	Rapor edilmedi					%96.7
Friedrich-Rust ve ark.	HCV, HBV	81	0.930	1.55 m/s	%82	%82	%88	%97	%100.0
Takahashi ve ark.	CLD	80	0.940	1.44 m/s	%96	%96	%81	%96	%100.0
Yoneda ve ark.	NAFLD	64	0.973	1.77 m/s	%100	%100	%71	%100	%100.0
Palmeri ve ark.	NAFLD	135	0.900	Mevcut değil	%90	%90	Mevcut değil	Mevcut değil	%88.5
Rizzo ve ark.	HCV	139	0.940	1.70 m/s	%91	%86	%80	%94	%100.0

Tablo 1: İlerlemiş karaciğer fibröz (Metavir > F2) teşhisinde çeşitli bağımsız çalışmaların sonuçları

Görüntüleme yöntemi	AUROC	Optimum kesim değerinde	
		% Duyarlılık	% Özgüllük
Perfüzyon görüntüleme (CT)	0.791-0.824	76.9-84.6	71.4-78.5
Görünen düfizyon katsayısı (MR)	0.54-0.92 (ortalama = 0.83)	0.52-0.88 (ortalama = 0.73)	0.71-0.90 (ortalama = 0.78)
MR Elastografi-karaciğer sertliği (MRE)	0.92-0.99 (ortalama = 0.98)	0.78-0.97 (ortalama = 0.92)	0.87-0.97 (ortalama = 0.96)
Geçici Elastografi (TE)	0.88-0.91 (ortalama = 0.89)	0.58-0.95 (ortalama = 0.82)	0.78-0.97 (ortalama = 0.90)
Virtual Touch™ ölçümleme (ARFI)	0.87-0.99 (ortalama = 0.94)	0.79-1.00 (ortalama = 0.96)	0.79-1.00 (ortalama = 0.92)

Tablo 2: İlerlemiş fibröz teşhisi için farklı görüntüleme yöntemlerinin doğruluk düzeylerinin karşılaştırılması

gösteriliyor. Bu ekran konumları bir araya getirildiğinde sistem ek bilgiler sunuyor. Bu bilgiler birbirleriyle ilişkilendirildiğinde kesme dalgasının deplasman profili daha iyi anlaşılabilir. Şekil 14 ve 15'te, kesme dalgalarının kistik yapılar içinde, sert katı lezyonların ise dokuyu taklit eden elastisite fantomları içinde nasıl davrandığı gösteriliyor.

Karaciğer görüntüleme tekniklerinin klinik uygulamalarda kullanımı

İnvazif olmayan yeni teknikler, son yıllarda kronik karaciğer hastalıklarının teşhis ve takibinde öncelikli bir araştırma konusu haline geldi. Karaciğer fibrözünün teşhis ve takibinde altın standart, karaciğer biyopsisi. Yine de, hastalığın ilerleyişinin sürekli olarak değerlendirilmesi açısından karaciğer biyopsisini ideal yöntem olmaktan uzaklaştıran bazı sınırlamalar da bulunuyor. Perkütan biyopsi tekniğinde, vakaların %33'üne ulaşan bir oranda fibroz evresi veya derecesi yukarı veya aşağı yönde hatalı tahmin ediliyor [3]. Ayrıca bu teknik, fibrözün karaciğer içerisindeki

dağılımını göstermiyor. Histolojik analizler de gözlemciye göre değişen sonuçlar veriyor [3].

Virtual Touch™ ölçümleme yöntemi kronik karaciğer hastalıklarında kapsamlı bir şekilde araştırılıyor [4–13]. Bu çalışmalarda kronik hepatit (HBV, HCV), alkole bağlı olmayan karaciğer yağlanması (NAFLD) ve alkole bağlı olmayan steatohepatit (NASH) dahil olmak üzere farklı etiyolojilerde, Virtual Touch™ tekniğinin tanısal doğruluğu incelendi. Tablo 1'de, Virtual Touch™ ölçümleme yönteminin ilerlemiş karaciğer fibrözünü ve sirozdaki tanısal doğruluğunu belirlemek için gerçekleştirilmiş bazı çalışmaların sonuçları özetleniyor. Bu çalışmalarda, Virtual Touch™ yönteminin yüksek teknik başarı oranının dikkatlerden kaçmaması gerekiyor.

Bu çalışmalarda belirtildiği üzere, Virtual Touch™ ölçümleme tekniğinin, kesme dalgasının karaciğer içindeki hızının ölçümünde hızlı, güvenilir ve tekrar üretilebilir sonuçlar verdiği kanıtlandı. Virtual Touch™, Siemens'in ACUSON S Ürün Ailesi'ndeki bazı ultrason sistemlerinde

bulunan bir yazılım seçeneği olduğu için bu yöntemi, standart bir abdominal sonogram ile birlikte kullanmak çok daha kolay ve güvenilir oluyor. Virtual Touch™, bu sayede, potansiyel olarak kronik karaciğer hastalıklarının değerlendirilmesinde kullanılan en erişilebilir non-invazif yöntemlerden biri haline gelecek. Tablo 2'de gösterildiği gibi Virtual Touch™ ölçümleme yöntemi, ilerlemiş karaciğer fibrözünün değerlendirilmesinde kullanılan diğer görüntüleme tekniklerine kıyasla daha düşük maliyetli; üstelik tanısal doğruluk seviyesinde herhangi bir düşüş olmuyor.

Meme görüntüleme tekniklerinin klinik uygulamalarda kullanımı

Ultrason, başta yoğun meme dokusuna sahip kadınlarda olmak üzere, meme kanserinin teşhisinde en çok tercih edilen görüntüleme tekniği haline geldi. Ultrason, mamografiyi tamamlayıcı bir yöntem olsa da meme lezyonlarının morfolojisi hakkında ek bilgiler veriyor. Meme ultrason görüntülerini değerlendirme sürecinin

Merkez no	Toplam lezyon adedi	Kötü huylu lezyon adedi	E/B-modu oranı ≥ 1	Duyarlılık	İyi huylu lezyon adedi	E/B-modu oranı < 1	Özgüllük
1	251	54	54	%100	197	188	%95.4
2	79	40	40	%100	39	26	%66.7
3	206	90	87	%96.7	116	100	%86.2
4	52	14	14	%100	38	29	%76.3
5	34	18	18	%100	16	12	%75.0
6	13	6	6	%100	7	6	%85.7
Toplam	635	222	219	%98.6	413	361	%87.4

Tablo 3: eSie Touch™ Elastisite Görüntüleme Yöntemiyle Kötü Huylu Meme Lezyonlarının İyi Huylu Lezyonlardan Ayrılması Üzerine Birden Çok Merkezde Gerçekleştirilen Çalışmanın Sonuçları

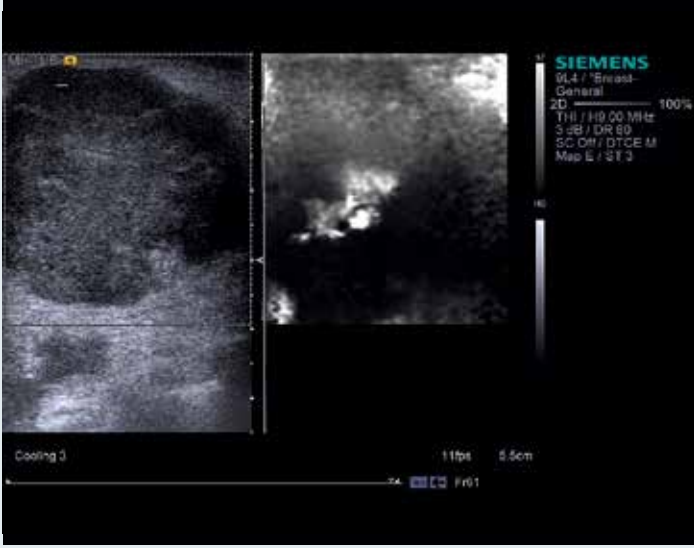
Richard G. Barr MD, PhD [1, 2], Logan B. Lackey II MBA, BS [2], William E. Svensson MD [3], Corinne Balleyguier MD [4], Carmel Smith [5], Stamatia Destounis MD [6]

1. Radiology Consultants Inc., Youngstown, OH USA,
2. Northeastern Ohio Universities Colleges of Medicine and Pharmacy (NEOUCOM), Rootstown, OH USA,
3. Nuclear Medicine Imaging Department, Charing Cross Hospital, Hammersmith, London W6 8RF, United Kingdom,
4. Service de Radiodiagnostic, 94805 Villejuif Cedex, France,
5. Queensland Imaging Center, Brisbane, Australia,
6. Elisabeth Wende Breast Care LLC, Rochester, NY USA

standardizasyonu, BI-RADS® puanlama sistemi ve otomatik meme hacmi tarama yönteminin geliştirilmesine katkıda bulunuyor. Ancak son yıllarda yaşanan bu ilerlemelere rağmen geleneksel ultrason tekniğinin lezyonları kötü ve iyi huylu diye sınıflandırma kabiliyeti son derece kısıtlı. Bu nedenle meme biyopsisi, şüpheli lezyonları olan hastaların yönetiminde standart bakım prosedürü olarak kabul ediliyor. eSie Touch™ elastisite görüntüleme yönteminin, şüpheli bir lezyonun kötü huylu olma riskini belirlemek açısından son derece hassas bir görüntüleme yöntemi olduğu kanıtlandı. Yakın zamanda birden çok merkezde gerçekleştirilen bir deneyde, eSie Touch™ elastisite görüntüleme tekniğinin, elastogramdaki lezyon alanının geleneksel B-konumu görüntüleme tekniğindeki lezyon alanına olan oranını (E-B-konumu oranı) kullanarak kötü huylu lezyonları iyi huylu lezyonlardan ayırma kapasitesi araştırıldı. Çalışmanın diğer bir hedefi de sonuçların birden fazla merkezde tekrar elde edilebilirliğini değerlendirmektir. Tablo 3'te sunulan çalışma sonuçları, elastogramdaki lezyon alanı B-konumu görüntüsündeki lezyon alanından büyük olduğunda, eSie Touch™ elastisite görüntüleme tekniğinin kanserli lezyonların tespitinde son derece yüksek bir hassasiyete sahip olduğunu gösteriyor.

Şekil 17'de, karmaşık bir morfolojiye sahip bir meme lezyonu örneği görülüyor. Virtual Touch™ görüntüleme tekniğinin tümör içerisinde yüksek elastisiteye sahip küçük bölgeleri tanımlama kabiliyetine dikkat ediniz. Şekil 18'de gösterildiği gibi meme lezyonlarının E/B oranları (lezyon alanlarının birbirlerine olan oranı), eSie Touch™ elastisite görüntülemeyle olduğu gibi, Virtual Touch™ görüntüleme tekniği ile de değerlendirilebilir. Virtual Touch™ görüntüleme, çözünürlük ve sonuçların tekrar üretilebilirliği açısından meme elastografisinin gelişmiş bir şekli olsa da sadece lezyonların çevrelerindeki dokulara göre olan nispi elastisite farklılıklarını ortaya koyan niteliksel bir görüntüleme tekniği. Ancak Virtual Touch™ tekniği, lezyonların çevresindeki dokuların normal olup olmadığına dair bilgi vermiyor. Son dönemde Virtual Touch™ IQ tekniği, Virtual Touch™ görüntüleme ve ölçümleme yöntemlerinin niceliksel ve niteliksel unsurlarının tek bir görüntüde birleştirilmesini sağlamak üzere geliştirildi. Kesim dalgası hızlarının, daha karmaşık darbe sekansı ve kesme dalgası algılama algoritmalarının kullanıldığı 2-boyutlu görüntüsü ek bilgiler sunuyor. Virtual Touch™ IQ sisteminin, saniyede 0,5-10 metre arasında değişen kesme dalgası (SW) hızlarını doğru ölçümleme kabiliyeti

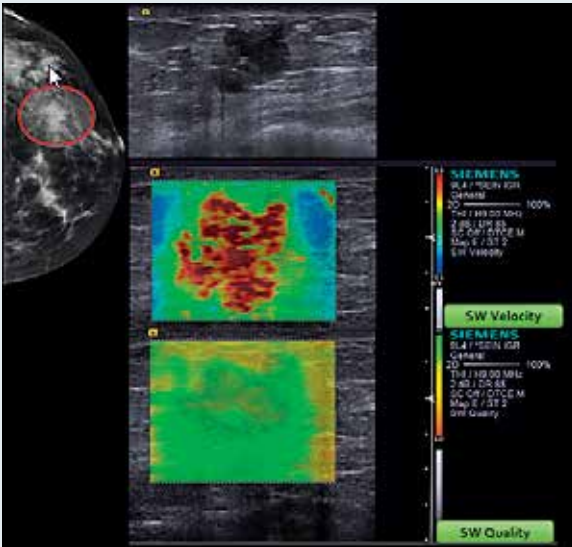
sayesinde, çok farklı elastik özelliklere sahip dokular, güvenilir bir şekilde görüntülenebiliyor. Özellikle meme dokuları, alışılmadık şekilde çok sayıda ve çok çeşitli elastik değerleri kapsayabilir; bu durum, çok sert dokularda hızla sönümlenen ve emilen kesme dalgalarını üretme ve takip etme özelliklerini gerekli kılıyor. Virtual Touch™ IQ tekniğinin, bu tip sert dokulu meme kanserleri açısından önem arz eden benzersiz özellikleri, özellikle zorlu vakaları çözümlemek için optimize edilmiş transdüser, frekans, darbe sekansı ve takip algoritmalarının optimum bir şekilde ayarlanması sonucu devreye sokulabiliyor. Çok sert ve büyük kanserli lezyonların kesme dalgalarını emme ve sönümlemeye çalıştığı ve kesme dalgası hızını tahmin etme kabiliyetini bozduğu vakalarda, SW Kalite ve SW Deplasman gibi benzersiz Virtual Touch™ IQ ekran konumları, kesme dalgasının yeterli düzeyde oluşup oluşmadığını anlamak açısından değerli olabiliyor. Bu önemli özellik, kullanıcıların SW Hız ekranındaki yapay görüntüleri ayıklamalarını sağlayarak tanı doğruluğu ve tanı güvenilirliğine katkıda bulunuyor. Şekil 19 ve 20'de, kesme dalgasının yeterli düzeyde oluştuğu (Şekil 19) ve tümörün son derece yüksek atenüasyonunun hem



Şekil 17: B-modu görüntülemelerde görünmeyen nekrozlu karmaşık meme lezyonu

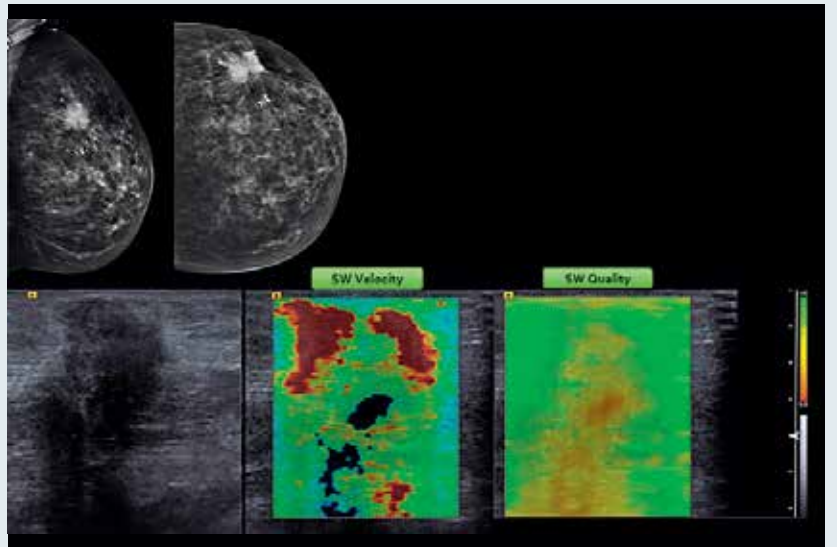


Şekil 18: Virtual Touch™* görüntüleme tekniğiyle meme lezyonlarının e/b alanı oranının (ok ile gösterilen) değerlendirilmesi



Şekil 19: Kesme dalgasının yeterli düzeyde oluştuğu, İntraduktal Karsinoma'nın (IDC) yüksek kalite görüntüsünde Virtual Touch™ IQ

- Meme içindeki IDC çok iyi bir şekilde görüntüleniyor
- Lezyonda sabit ve yüksek SW hızı
- SW Kalite ekranı, lezyon içerisindeki SW hızına dair iyi bir tahminde bulunulduğunu gösteriyor



Şekil 20: Lezyondaki yüksek atenuasyon nedeniyle, düşük kaliteli BI-RADS 5 IDC görüntüsünde Virtual Touch™ IQ

- Lezyon, yüksek düzeyde atenuasyona neden oluyor (B-modu ultrasonunda gölgelenme)
- VTIQ'de yüksek kesme dalgası hızı "halkası"
- Merkezde düşük kaliteli kesme dalgası
- SW Kalite ekranı, WS hız tahmininin doğru ancak SW hız tahmininin zayıf olduğu durumları birbirinden ayırarak görüntü değerlendirme sürecine yardımcı oluyor

B-konumu hem de SW Hız ekranında belirgin olduğu (Şekil 20) iki farklı meme kanseri vakasında SW Kalite ekranının klinik uygulama özellikleri görülüyor. Bu vakada, lezyon merkezinde kesme dalgası yeterince oluşmuyor. SW Kalite ekranında gösterildiği üzere kesme dalgasının düşük kalitesi bu durumu açıklıyor.

Sonuç

Doku Deformasyonu Analizi, tanısal ultrason alanında umut vaat eden yeni bir araştırma sahası ve rutin klinik bir uygulama. Heyecan verici bu yeni teknoloji yaygınlaştıkça her gün yeni klinik kullanım alanları keşfediliyor. Kanser, kronik karaciğer hastalıkları, kas-iskelet dejenerasyonu ve yaralanmalar ve daha başka hastalıkların tespiti, teşhisi, tedavisi ve takibinde, eSie Touch™ elastisite görüntüleme ile çok çeşitli uygulamalardan oluşan zengin Virtual Touch™ yazılımının potansiyelini yeni keşfetmeye başladık. Bu yöntemlerin rutin klinik uygulamalarda kullanımı, uluslararası çapta kabul görmeye başladı ve hasta bakımı alanında birçok kurumda daha şimdiden yeni bir standart haline geldi. Siemens, Doku Deformasyonu Analizi ürün portföyünün tanısal ve girişimsel kabiliyetlerini geliştirmeye ve genişletmeye devam ediyor; böylece heyecan verici bu yeni alanda liderlik rolünü sürdürmekte kararlılığını sergiliyor. eSie Touch™ ve Virtual Touch™ uygulamalarının değişken etiyolojilere sahip yeni uygulama alanlarındaki klinik amaçlı kullanımını teyit etmek için ileri düzey araştırmalar yapılmaya devam ediyor. Karaciğer ve meme uygulamalarında, ön araştırmaların öncü sonuçlarını teyit etmek için daha büyük hasta popülasyonları ile çalışmalar yapılması gerekiyor.

Referanslar

1. Wellman, et. al. Breast Tissue Stiffness in Compression is Correlated to Histological Diagnosis. Harvard BioRobotics Laboratory Technical Report, 1999. <https://biorobotics.harvard.edu/pubs/1999/mechprops.pdf>.
2. Rosen J, Brown J, De S, Sinanan M, Hannford B. Biomechanical Properties of Abdominal Organs In Vivo and Postmortem Under Compression Loads. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2008; Vol. 130, 021020-1.
3. Regev A, Berho M, Jeffers LJ, Milikowski C, Molina EG, Pyrsopoulos NT, Feng Z, Reddy KR, Schiff ER. Sampling Error and Intraobserver Variation in Liver Biopsy in Patients With Chronic HCV Infection. *American Journal of Gastroenterology*. 2002; 97 (10) 2614-2618.
4. Fierbinteanu-Braticevici C, Andronescu D, Usvat R, Cretoiu D, Baicus C, Marinoschi G. Acoustic Radiation Force imaging sonoelastography for noninvasive staging of liver fibrosis. *World Journal of Gastroenterology*. 2009; Nov 28; 15(44): 5525-5532.
5. Goertz RS, Zopf Y, Jugl V, Heide R, Janson C, Strobel D, Bernatik T, and Haendl T. Measurement of Liver Elasticity with Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Technology: An Alternative Noninvasive Method for Staging Liver Fibrosis in Viral Hepatitis. *Ultraschall in Med* 2010; 31(2): 151-155.
6. Lupsor, M, Badea R, Stefanescu H, Sparchez Z, Branda H, Serban A, Maniu A. Performance of a New Elastographic Method (ARFI technology) Compared to Unidimensional Transient Elastography in the Noninvasive Assessment of Chronic Hepatitis C. Preliminary Results. *Journal of Gastrointestinal Liver Disease*. 2009; Sep;18 (3): 303-310.
7. Friedrich-Rust M, Wunder K, Kriener S, Sotoudeh F, et al. Liver Fibrosis in Viral Hepatitis: Noninvasive Assessment with Acoustic Radiation Force Impulse Imaging versus Transient Elastography. *Radiology*. 2009; 252(2): 595-604.
8. Takahashi H, Ono N, Eguchi Y, Eguchi T, Kitajima Y, et al. Evaluation of acoustic radiation force impulse elastography for fibrosis staging of chronic liver disease: a pilot study. *Liver International*. 2009; ISSN 1478-3223: 538-545.
9. Iijima H, Tanaka H, Saito M, Aizawa N, Yamamoto T, et al. Noninvasive diagnosis of Liver Fibrosis using Virtual Touch™ Tissue Quantification. *Hepatology*. 2009; Oct; 50(4): 754A-746A.
10. Boursier J, Isselin G, Fouchard-Hubert I, Oberti F, Dib N, et al. Acoustic radiation force impulse: a new ultrasonographic technology for the widespread noninvasive diagnosis of liver fibrosis. *Eur J Gastroenterol Hepatol*. 2010; Apr; 22(9): 1074-1084.
11. Yoneda M, Suzuki J, Kato S, Fujita K, Nozaki Y, Hosono K, Saito S, Nakajima A. Non-Alcoholic Fatty Liver Disease: US-Based Acoustic Radiation Force Impulse Elastography. *Radiology*. 2010; 256(2): 640-647.
12. Rizzo L, Calvaruso V, Cacapardo B, Alessi N, Attanasio M, Petta S, Fatuzzo F, Montineri A, Mazzola A, L'abbate L, Nunnari G, Bronte F, Di Marco V, Craxi A, Camma C. Comparison of Transient Elastography and Acoustic Radiation Force Impulse for Non-Invasive Staging of Liver Fibrosis in Patients with Chronic Hepatitis C. *Am J Gastroenterol*. 2011; Dec; 106: 2112-2120.
13. Palmeri M, Wang MH, Rouze NC, Abdelmalek MF, Guy CD, Moser B, Diehl AM, Nightingale KR. Noninvasive evaluation of hepatic fibrosis using acoustic radiation force-based shear stiffness in patients with nonalcoholic fatty liver disease. *Journal of Hepatology*. 2011; 55(3), 666-672.

PERCIST ile PET'in gücünü keşfedin

Meltem Yorulmaz, Siemens Sağlık Türkiye

Bu makale "Expanding the Power of PET with PERCIST, Partha Ghosh, MD, Matthew Kelly, PhD" adlı metinden çevrilerek derlenmiştir.

Terapiye verilen cevabın bir göstergesi olarak tümör metabolizmasının ardışık PET/CT değerlendirmesinin kritik önemi ve kantitatif endekslerin karmaşıklığı göz önüne alındığında, PERCIST prensiplerinin doğru terapi cevabı için basit ölçüm ve belgelendirme kriterlerini savunması daha da önem kazanıyor.

Onkolojide tedavi cevabının değerlendirilmesi

Kanserli hastaların tedavi cevaplarının doğru şekilde gözlemlenmesi ve yorumlanması, hem tedavinin etkinliğinin değerlendirilmesi hem de yeni terapilerin geliştirilmesi açısından büyük önem taşıyor. Belirli bir tedaviye cevap veren hastaları, vermeyen hastalardan kolayca ayırmak, hastanın korunması anlamında etkiyi artırıyor. Bu sayede, tedaviye cevap vermeyen hastalar gereksiz yere fazladan toksisite ve morbiditeye maruz kalmadan, farklı ve daha etkin bir tedaviye geçirilebiliyor.

Hastanın sağkalımı (survival) tedavinin başarısını gösterse de aslında erken bir geri bildirim sağlayamıyor ve hastanın tüm tedavisi süresince uygulanan çoklu tedavilerde, tedavi cevaplarının ayrıştırılması konusunda yetersiz kalıyor. Ayrıca sağkalım yerine, ilerlemesiz sağkalım (progression-free survival) ya da cevap oranı (response rate) gibi ölçüm yöntemleri sıklıkla kullanılsa da tedavi yanıtının görüntüleme temelli değerlendirilmesi, tedavinin başarısı konusunda erken bulgular sunduğu ve yeni terapilerin değerlendirilmesinde başarılı olduğu için yaygın şekilde kullanılıyor.

Morfolojik cevap değerlendirmesi: RECIST ve WHO

CT ve MR gibi anatomik görüntüleme modaliteleri, tümör boyutunun tedavi süresindeki değişimini kesin bir şekilde gösterebiliyor. Bu veriler, her zaman olmasa da çoğunlukla genel sağkalım ile ilişkilendirilebiliyor. Dünya Sağlık Örgütü (World Health Organisation-

WHO [1]) kriterleri ve Katı Tümörlerde Cevap Değerlendirme Kriterleri (Response Evaluation Criteria in Solid Tumors-RECIST [2]), tedaviye cevabı değerlendirmek için standart metodolojiler sunuyor. Bu kriterler, ilaç geliştirme ve hukuki çerçeveye uyum sürecinde, katı tümörlerin tedavisinin verimliliğinin belirlenmesi amacıyla, anatomik görüntüleme modalitelerinin kullanımını hızlandırıyor; bu alanda tekrar edilebilir ve kantitatif sonuçlar büyük önem taşıyor.

Tam yanıt (TY-complete response), kısmi yanıt (KY - partial response), stabil hastalık (SH - stable disease) ve progresif hastalık (PH - progressive disease) için morfolojik kriterler, RECIST ve RECIST 1.13 protokolleriyle belirleniyor. Ancak özellikle 18F-FDG'nin çeşitli kanser türlerinin ilk evrelenmesi ve takibi için kullanılan PET ve PET/CT sayesinde metabolik görüntülemenin artan adaptasyonuyla beraber, bu kriterlerin yeniden düzenlenmesi ve bunların CT gibi morfolojik görüntüleme modaliteleri ile sadece tümör boyutuna göre değil de PET ile ölçülebilen standart tutulum değeri (SUV- Standart Uptake Value) gibi metabolizma parametrelerine göre de temellendirilmesi bir ihtiyaç haline geldi. Birçok yeni kanser terapisinin sitosidal den çok sitostatik olmasından dolayı, iyi bir tümör cevabı, tümör boyutunda belirgin bir azalma görülmesi dahi, daha çok metabolizmanın düşmesi ile ilişkilendirilebiliyor. Hatta tümörün terapiye olan cevabındaki en önemli gösterge olan metabolik cevap, morfolojik ölçümlerden daha fazla bilgi veriyor. Bu bağlamda Wahl ve arkadaşları [4], terapi cevabı değerlendirmede yeni

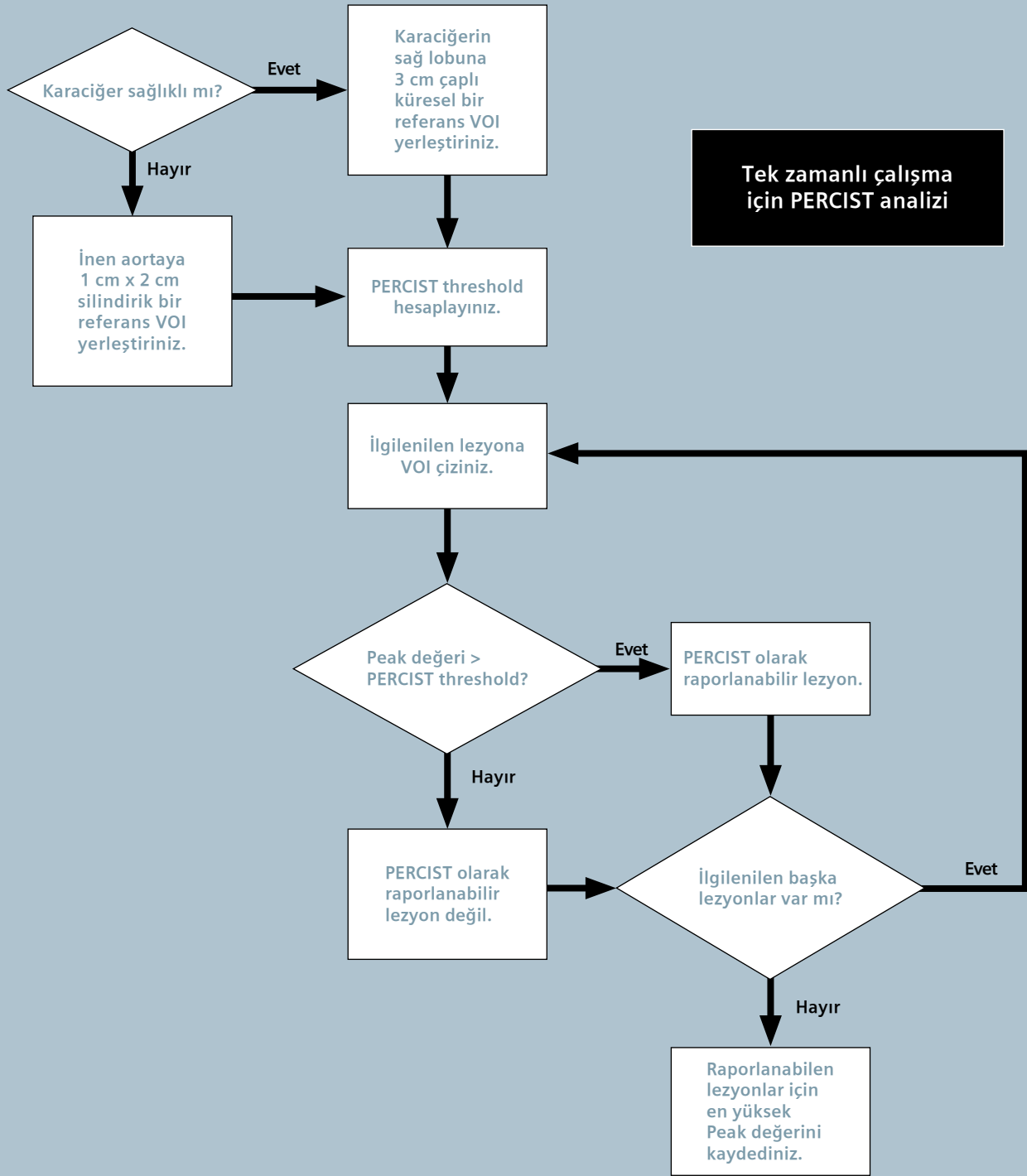
bir kriter olarak Katı Tümörlerde PET Cevap Kriterlerini (PET Response Criteria in Solid Tumors) yani PERCIST 1.0'ı sundu.

PET/CT temelli cevap değerlendirmesi: PERCIST 1.0 PET ile cevap değerlendirme

Lenfomada tümöre verilen cevap ile lezyon boyutundaki azalma arasındaki çelişki aşikar. Tümör metabolizmasındaki anlamlı azalmaya ve 18F-FDG tutulumuna rağmen kemoterapi sonrası PET/CT takibi sırasında arta kalan kitlelerin CT'de görülmesi bilinen bir durum. Terapi esnasında benzer durumlar birçok başka tümör tipi için de geçerli: Gastrointestinal Stromal Tümörler (GIST), meme tümörleri vb.

CT ve PET bilgilerinin kombine edilmesi ile daha efektif terapi cevap değerlendirilmesinin yapılması için girişimlerde bulunuldu. Choi ve arkadaşları [5], imatinib mesylate (GleevecTM) alan 36 hastada, 173 GIST lezyonunu ile CT'deki tümör boyutu ve yoğunluğunun değişimi ile SUVmax temelli glikoz metabolizması değişimini bağdaştırdı. GleevecTM terapisi ile tümör yoğunluğu ve SUVmax değerlerinin her ikisinde de belirgin bir düşme gözlemlendi. FDG PET ile cevap gözlenen tümörlü hastaların %70'inde (14/20) tümör yoğunluğunda da bir cevap görüldü. Bu 20 FDG PET cevabı gözlenen hastaların tümör boyutlarının, terapiden 2 ay sonra belirgin bir şekilde düştüğü görüldü. Ancak hastaların %75'inde geleneksel RECIST tümör cevap kriterine göre hastalık stabil. Bu durum, tümör yoğunluk ölçümlerinin ve FDG PET SUVmax'ın kantitatif bir gösterge olarak güvenilir olmasına rağmen, sadece

Şekil 1



tümör boyutunun kullanıldığı RECIST'in, terapi esnasında GIST izlemede güvenilir olmadığını öne sürüyor.

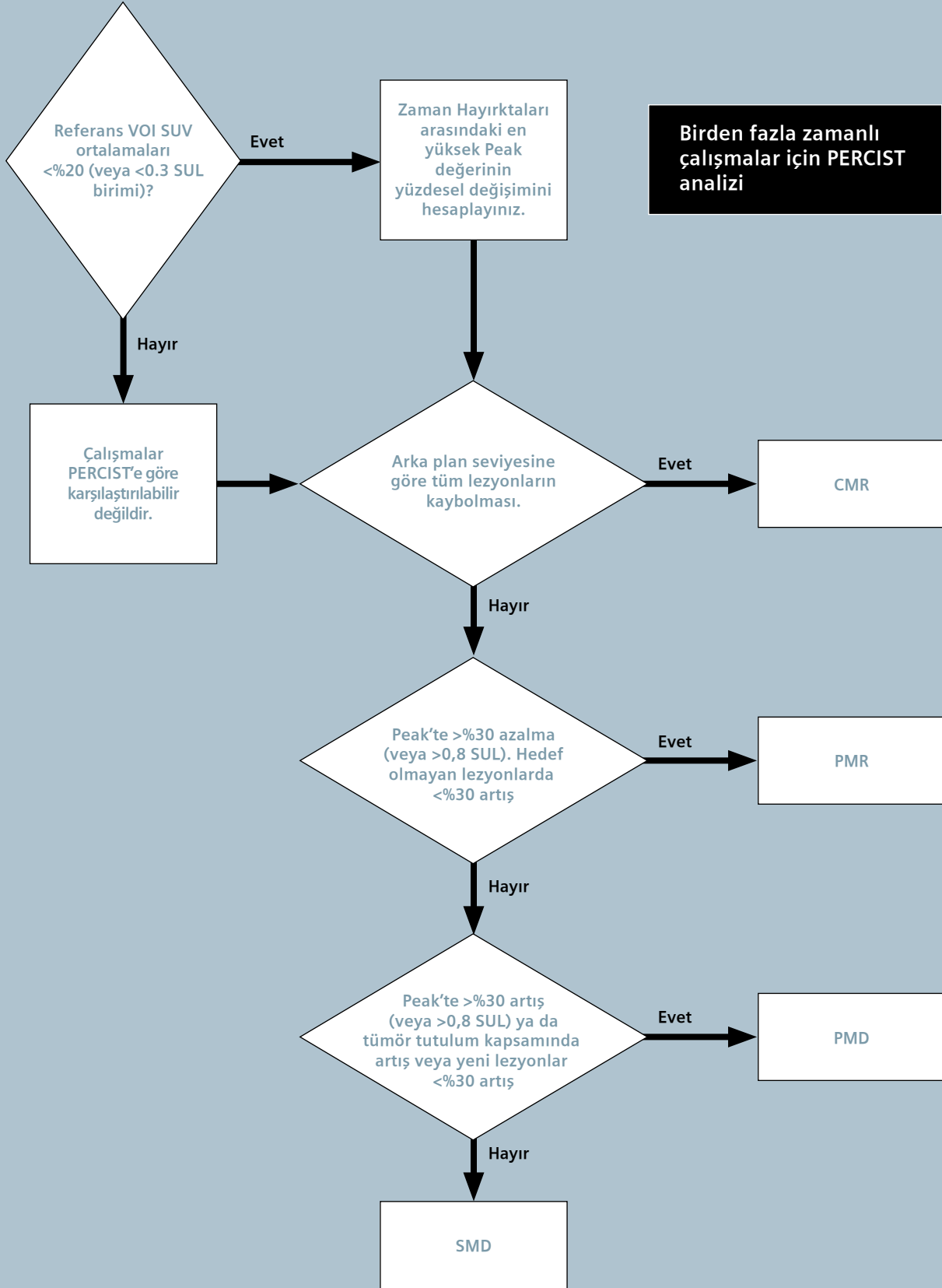
PERCIST 1.0 önergesi

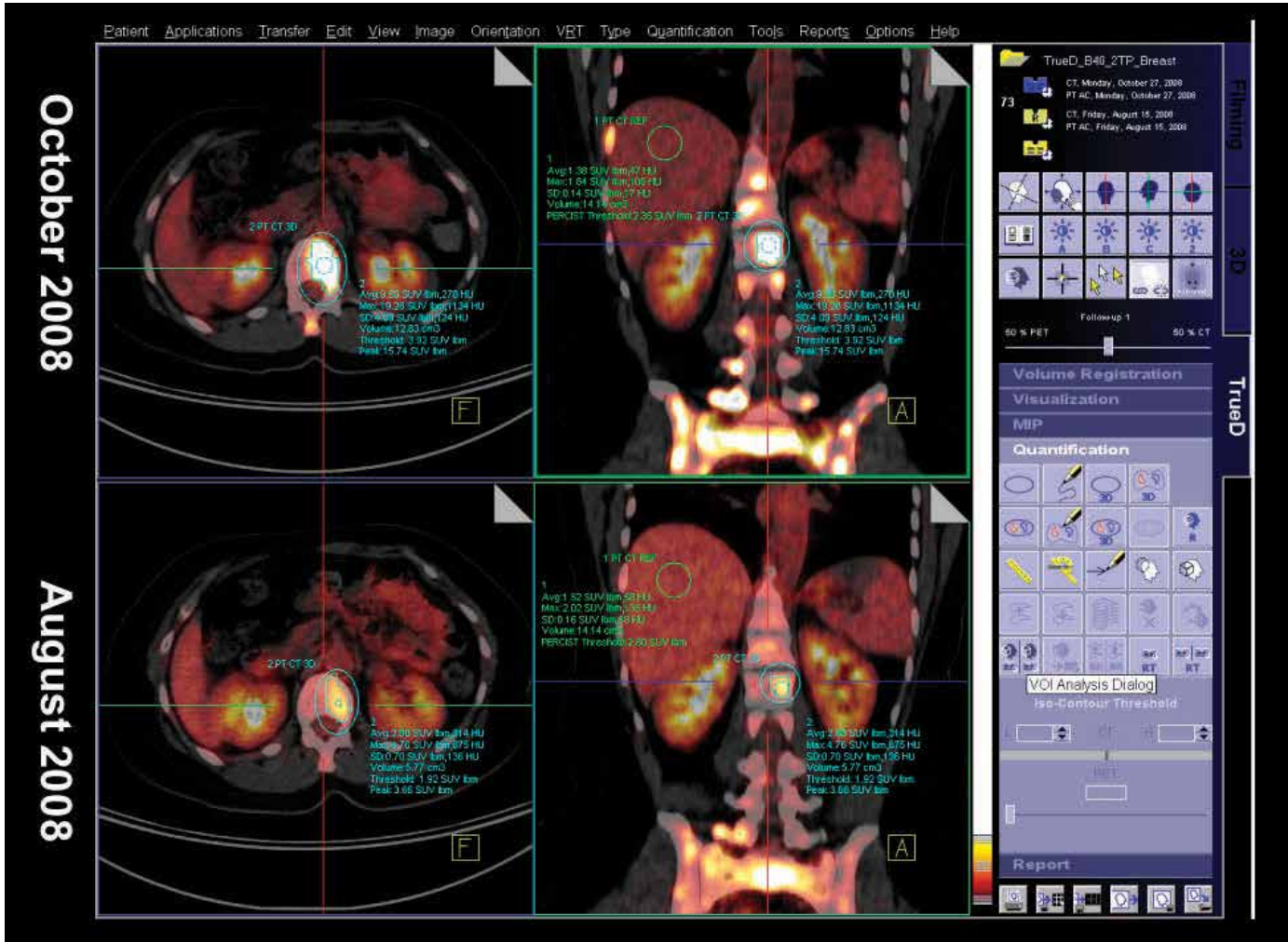
Metabolik tümörlerin PET ile yanıtının

standart kantitatif değerlendirmesi, tümör aktivitesinin tutarlı ve güvenilir bir ölçümünü gerektirir. PERCIST bu konuda standart vücut ağırlığına göre normalize edilmiş SUV'a (SUVbw) kıyasla daha az hasta

ağırlığına bağımlılığı olan, yağsız vücut kütlesine (lean body mass) göre normalize edilmiş SUV (SUVlbm [7,8] ya da SUL (Wahl ve arkadaşları [4])) ölçümünü öneriyor. SUV tabanlı kantitasyon, enjekte edilen

Şekil 2





Şekil 3: Örnek veri, Northwestern University, Chicago, IL, USA

radionüklid dozuna ve hasta ağırlığına bağlı varyasyonları azaltıyor, ancak bir tümörün sınırlarının belirlenmesinde gözlemciler arasındaki farklar başka varyasyonlar meydana getiriyor. Tipik olarak bu durum maksimum yoğunluğa sahip (SUVmax) tek bir vokselin temel alınmasıyla önleniyor. Bu yaklaşımın en önemli dezavantajı ise verilerin gürültüye olan duyarlılığı. PERCIST, tümör içerisine yerleştirilmiş, 1 cm³ küresel bir VOI içerisindeki olası en büyük ortalama değeri belirleyen SUL Peak değerinin hesaplanmasını öneriyor. VOI'nin boyutlarının ve pozisyonunun tam olarak belirlenmesiyle, gözlemciler arası varyasyonlar ortadan kaldırılıyor ve birden fazla vokselin ortalanmasıyla gürültüye olan duyarlılık azaltılıyor.

PERCIST, karaciğerin sağ lobuna veya inen aortaya yerleştirilen bir referans

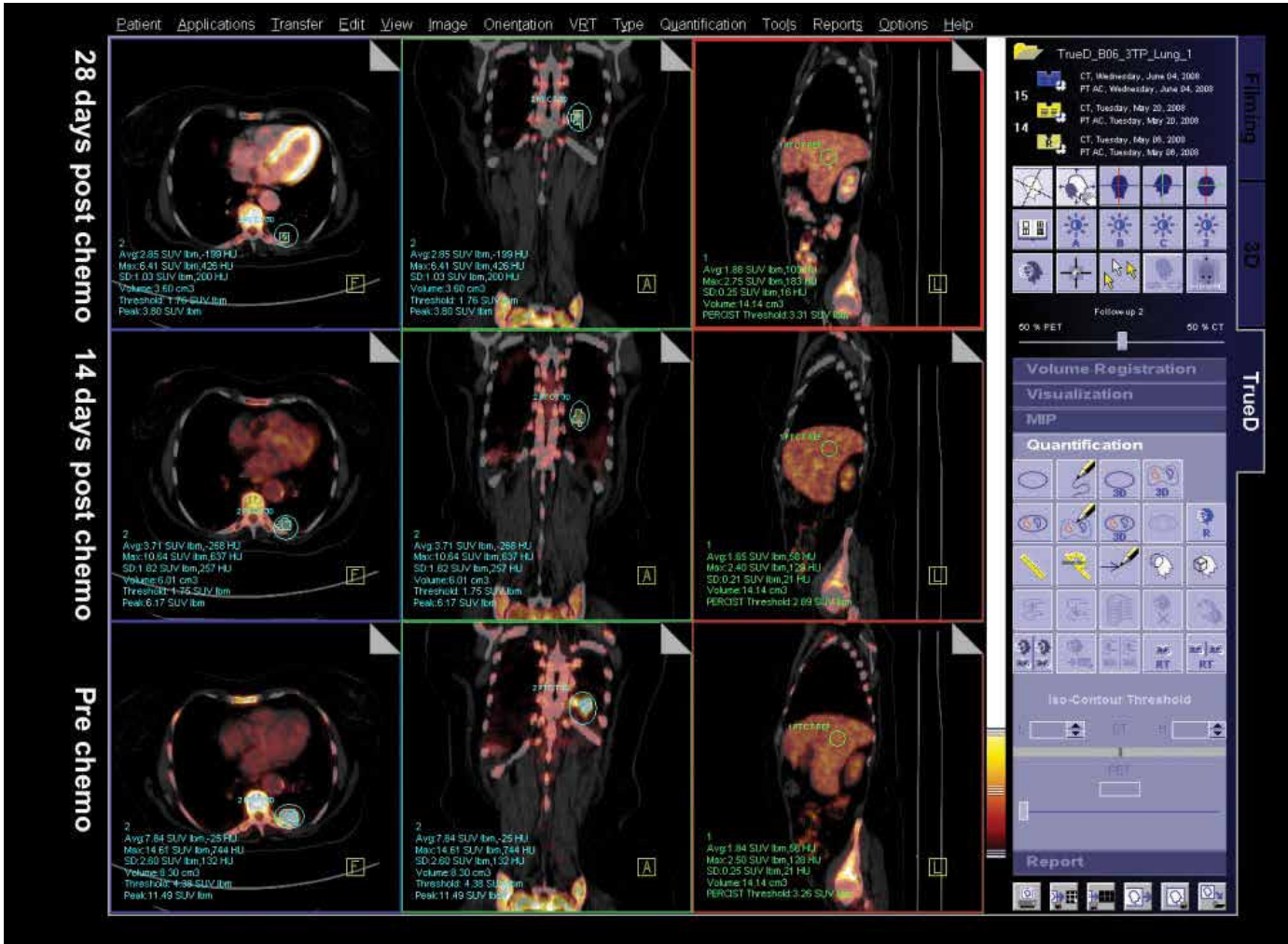
VOI'nin zaman noktaları arasındaki SUL değişkenliğinin karşılaştırılmasını da öneriyor. Değişimin %20'den veya 0,3 SUL ortalama biriminden az olması kaydıyla, PET kantifikasyonundaki patolojik olmayan değişkenliğin birden çok zaman noktasındaki etkisi azaltılabilir. Genellikle zaman içerisinde stabil olmasından dolayı karaciğer ve mediastendeki tutulumlar önerilir. Wahl ve arkadaşlarının [4] test ve tekrar test çalışmalarında, karaciğerdeki ortalama SUL 1.49±/ 0.25 ve 1.45±/ 0.20'dir. PERCIST analizinde, raporlanacak lezyonun seçilmesinde kullanılacak eşik değerinin (threshold) belirlenmesi için de referans VOI'ler kullanılıyor. Karaciğere yerleştirilen bir referans VOI için bu eşik değerinin hesaplanması aşağıdaki gibi oluyor:

$$(1.5 \times \text{SULmean}) + (2 \times \text{SUL SD of mean})$$

inen aortaya yerleştirilen bir referans VOI için ise bu eşik değerinin hesaplanması aşağıdaki gibi:

$$(2 \times \text{SULmean}) + (2 \times \text{SUL SD of mean})$$

Terapiye verilen gerçek cevabın bir göstergesi olarak tümör metabolizmasının ardışık PET/CT değerlendirmesinin edinilen tecrübeler çerçevesinde sahip olduğu kritik önem ve kantitatif endekslerin karmaşıklığı göz önüne alındığında, PERCIST prensipleri doğru terapi cevabı için basit ölçüm ve belgelendirme kriterlerini savunuyor [8-11]. Bu, standart PET/CT taramasının enjeksiyon dozu, enjeksiyon sonrası bekleme süresi, rekonstrüksiyon parametreleri ve SUV normalizasyon yaklaşımlarına bağlı kalınması için son derece büyük önem taşıyor.



Şekil 4: Örnek veri, University of Tennessee Medical Center, Knoxville, TN, USA

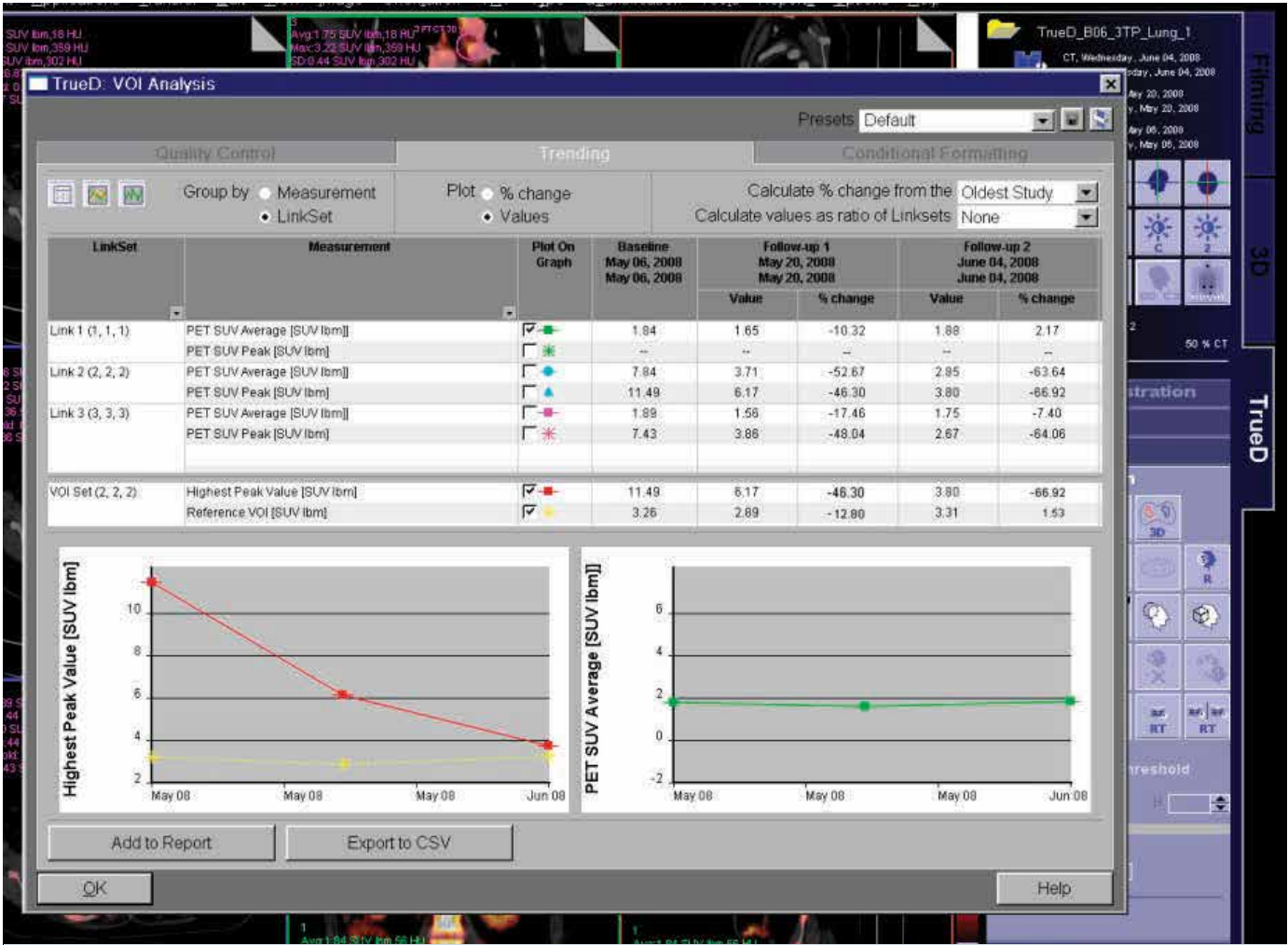
PERCIST'te terapi yanıtı sürekli bir değişken olarak değerlendiriliyor ve terapi öncesi ve sonrası yapılan PET/CT çekimleri arasında, her bir zaman noktasındaki en aktif lezyon için SUL Peak'teki (veya opsiyon olarak 5 lezyonun SUL Peak değerlerinin toplamındaki) yüzdesel değişim olarak ifade ediliyor. Tam metabolik yanıt (TMY-complete metabolic response) metabolik olarak aktif olan tüm tümörlerin görsel olarak yok olması ve SUL Peak değerinin geri plana (background) göre düşmesi olarak tanımlanıyor. Kısmi metabolik yanıt (KMY-partial metabolic response) en aktif terapi öncesi lezyon ve en aktif terapi sonrası lezyon arasında SUL Peak değerinde en az %30'luk veya 0,8 birimlik bir düşme olarak tanımlanıyor. Progresif metabolik hastalık (PMH-Progressive metabolic disease) SUL Peak değerinde en az %30'luk

bir artış veya yeni bir lezyonun belirmesini kapsıyor. Stabil metabolik hastalık (SMH-stable metabolic disease) ise TMY, KMY, PMH veya SMH'nin uyuşmadığı durumlar için tanımlanmıştır.

KMY kriteri olarak SUL Peak değerindeki %30 veya daha fazla azalma, hastalık ilerlemesine dayanan modifikasyonun konusu. Lenfomada, doğru bir tedavi değerlendirme için, yüksek bir kesim (cut-off) (örneğin terapi ortasında SUL Peak değerinde %65 düşüş) gerekli olabiliyor. GIST için de benzer şekilde KMY için yüksek bir eşik gerekiyor.

Progresif hastalığın belirlenmesindeki kriterler de değerlendirilen lezyonun seçimi sebebiyle karmaşılaşabiliyor. Bu, en aktif lezyonların tutulum (uptake) değerlerinin %30 artması açısından zor olabiliyor. Çünkü bu lezyonlarda, kanlanmalarına bağlı

olarak, glikoz performansı zaten olabilecek en üst seviyede bulunuyor. Bu tarz durumlarda, ilk çekimde en fazla tutuluma sahip olmayan başka bir lezyondaki %30 SUL artışı progresif hastalığın bir göstergesi olarak düşünülebilir. Wahl ve arkadaşları [4] tarafından, var olan lezyonlardaki SUL değeri düşse bile, yeni lezyonların belirmesi, progresif metabolik hastalığın bir göstergesi olarak raporlanmaktadır. Sonuç olarak PERCIST, 18F-FDG isteği olmayan veya PERCIST değerlendirmesinin uygun olmadığı durumlarda, yanıt değerlendirmesi için morfoloji tabanlı RECIST 1.1'in daha uygun olduğunu öneriyor. Aşağıdaki akış şemaları, yanıt değerlendirme için PERCIST'in nasıl kullanılacağını özetliyor. Şekil 1 her bir zaman noktası için nasıl analiz yapılacağını, Şekil 2 analiz edilen zaman noktaları



Şekil 5: Eğilim tablosu (trending chart)

arasında nasıl cevap değerlendirmesi yapılacağını tarif ediyor. PERCIST hakkında daha detaylı bilgiyi Wahl ve arkadaşlarından [4] alınabilir.

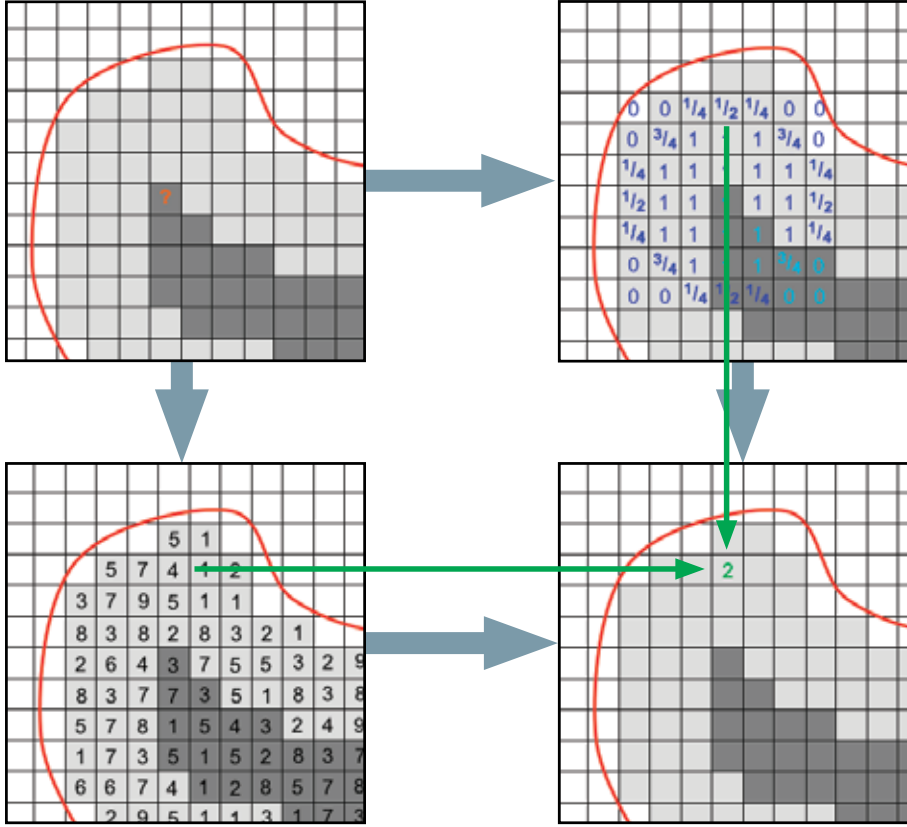
Klinik örnekler

Aşağıda PERCIST'in klinik değerini anlatmak üzere, PERCIST kriterleri referans alınarak değerlendirilmiş bazı ardışık PET/CT çalışmalarını bulabilirsiniz.

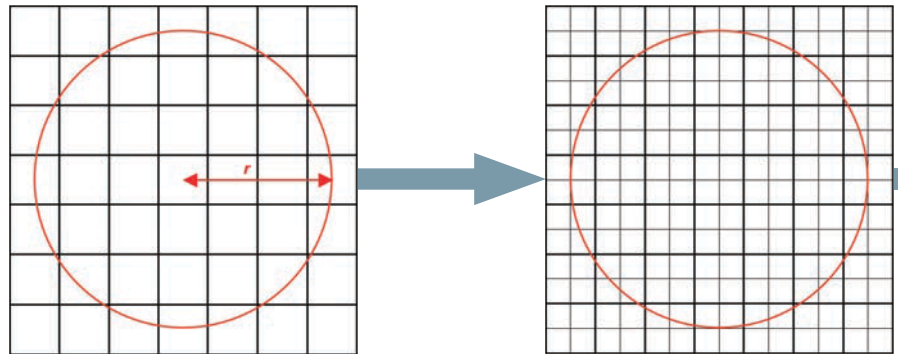
İlk vaka (Şekil 3) Biograph™ TruePoint 40 sistemi ile kemoterapi sırasında ardışık 18F-FDG PET/CT görüntülemesi yapılan bir meme kanseri hastasını gösteriyor. Ağustos 2008'de yapılmış ilk çalışma, çoklu iskelet metastazlarını gösteriyor. Ekim 2008'de yapılan takip çalışmasında iskelet metastazlarının sayısı, boyutu ve tutulum şiddeti artmış olduğu için, kemoterapinin iyi sonuç vermediği düşünülüyor. Referans

VOI, her bir çalışmada karaciğerin sağ lobuna yerleştirilmiş ve ortalama SUL değeri ilk çalışma için 1,52, takip çalışması için 1,38 olarak gözlemlenmiş. Bu değişim %20'den ve 0,3 SUL'dan az olduğu için, bu çalışma PERCIST ile değerlendirilebiliyor. Bu referans VOI'lerden hesaplanan PERCIST SUL Threshold değerleri sırasıyla 2,60 ve 2,35. İlk çalışmadaki en aktif lezyon, Peak SUL değeri 3,66 olan bir vertebral lezyon ve takip çalışmasında 15,74'e yükselmiş. Her iki değer de kendi PERCIST SUL Threshold değerinden büyük. Bu lezyon, takip çalışmasında da en aktif lezyon olmaya devam ettiği için, SUL Peak değeri %330 artmış. İskelet metastazlarının sayısındaki, boyutundaki ve tutulum şiddetindeki artışlar göz önüne alındığında, SUL Peak değerindeki artış progresif metabolik hastalığa işaret ediyor.

Bir diğer çalışma (Şekil 4) Biograph™ TruePoint 6 sistemi ile kemoterapi öncesi ve kemoterapi esnasında, 3 zamanlı 18F-FDG PET/CT çalışması yapılmış olan bir akciğer kanseri hastasına ait verileri gösteriyor. Terapi öncesi çekilen PET/CT çalışmasını, 2 hafta ve 4 hafta sonra yapılan çalışmalar takip ediyor. Ardışık imajlar, kemoterapi ile lezyonların tutulum şiddetinde ve lezyon boyutlarında anlamlı bir azalma olduğunu gösteriyor. Referans VOI, her bir çalışma için karaciğerin sağ lobuna yerleştirilmiş. Kemoterapi öncesi çalışma için 1,84 SUL, 2 hafta sonra yapılan kemoterapi sonrası çalışma için 1,65 SUL ve 4 hafta sonra yapılan kemoterapi sonrası çalışma için 1,88 SUL değerlerini gösteriyor. Aynı şekilde, değişimler kabul edilebilir sınırlarda bulunuyor. Bu referans VOI'ler için PERCIST



Şekil 6: Peak Kernelin oluşturulmasının 2-boyutlu örneği. (a) Peak Kernel, (r) çaplı bir küreyi kapsayacak şekilde yeterli vokselle birlikte oluşturulur. (b) Kernel vekselleri bu örnekte her bir eksen boyunca süper-örnekleme faktörü 2 olacak şekilde üst-örnekleştirilmiştir. (c) Merkezi kürenin içerisinde olan üst-örnekleştirilmiş vokseller belirlenir. (d) Küre içerisindeki üst-örnekleştirilmiş vokseller, orijinal voksellere oranlanır. (e) Sonuçta oluşan Peak Kernel. NOT: Gerçek kernel 3-boyutlu olarak hesaplanır.



Şekil 7: Peak Kernel değerlendirilmesinin 2-boyutlu örneği. (a) soru işareti ile Peak değeri hesaplanması istenen orijinal PET vokseli. (b) Bu PET vokseli üzerine yerleştirilen Peak Kernel. (c) Sonucu veren (d-yeşil), ilgili kernel değeri (mavi) ile çarpılan orijinal PET voksel değeri (siyah). (e) Çarpım, kernel içerisindeki tüm PET vokselleri için tekrar edilir. (f) Normalizasyon için, Kernel çarpımlarından elde edilen tüm değerlerin toplamı (ör 133), kernel değerlerinin toplamına (ör 28) bölünür. Sonuç, o voksel için Peak değeridir (ör 4,8).

SUL eşikler sırasıyla 3,26, 2,89 ve 3,31. Kemoterapi öncesi çalışmada en aktif akciğer lezyonunun Peak SUL değeri 11,49 iken 2 hafta sonraki çalışmada bu değer 6,17'ye, 4 hafta sonraki çalışmada ise 3,80'e düşmüş. Peak SUL değerindeki bu %67'lik genel düşüş, hedef olmayan diğer lezyonların aktivitelerinde herhangi bir artışın olmaması ile birleştirildiğinde, kısmi metabolik yanıtı işaret ediyor. En son çalışmanın Peak SUL değeri PERCIST eşiklerinin üzerinde kalmaya devam ettiği için tam metabolik yanıt elde edilememiş. Bu bulgular, Şekil 5'te gösterilen eğilim tablosunda (trending chart) özetleniyor. Eğilim tablosu analizi, tümörlerin terapi cevapları değerlendirilmek üzere yapılan ardışık PET/CT çalışmalarında, belirlenen birden çok lezyonun Peak SUL seviyelerini değerlendirmeye ve lezyon grubu içinden

en yüksek Peak SUL değerini belirlemeye yardımcı oluyor.

Uygulama

PERCIST analizindeki anahtar parametre SUL Peak'tir. Wahl ve arkadaşları [4] bu değeri, bir tümör veya hotspot içerisinde yerleştirilen 1cm³'lük küresel bir VOI'nin, SUL (ya da SUVlbm) raporlama birimi kullanılarak elde edilen, olası en geniş ortalama değeri olarak tanımlıyor. Bu bölümde syngo TrueD yazılımının, Peak değerini nasıl hesapladığını teknik detaylarıyla bulabilirsiniz. syngo TrueD'de Peak değeri sadece SUVlbm ile sınırlı değildir, diğer tüm birimler için de bu değer hesaplanabilir.

Bir tümör veya hotspot için Peak değerinin hesaplanması iki basamaktan oluşuyor.

1 Belirli bir vokselle üzerine yerleştirilen

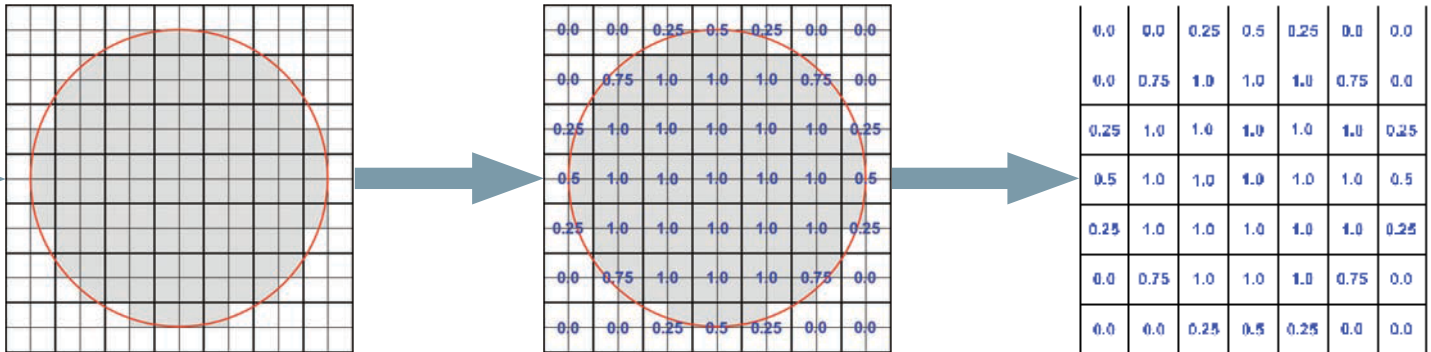
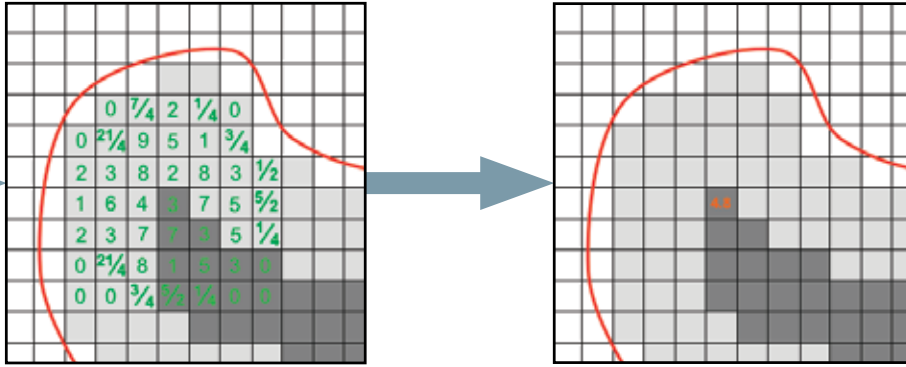
1 cm³'lük küresel bir VOI içerisindeki ortalama aktivite konsantrasyonunun hesaplanması.

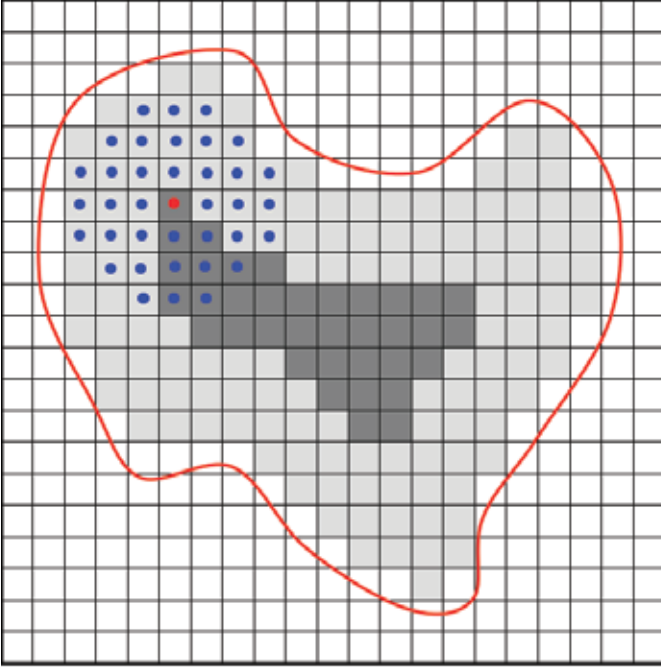
2 Tümör veya hotspot içerisindeki, en yüksek ortalama aktivite konsantrasyonuna sahip olan vokselin ayırt edilmesi.

İlk basamak için, küresel VOI'nin kenarlarındaki kısmi vokellerin katkısını hesaplamamıza izin veren bir Peak kerneli oluşturularak 1cm³ küresel VOI içerisindeki ortalama aktiviteyi hesaplıyoruz. Kısmi voksellerin değerlendirilmesi, tipik bir PET vokseline göre küçük boyutlu küresel VOI sunan Peak değeri hesaplanırken özellikle önemli.

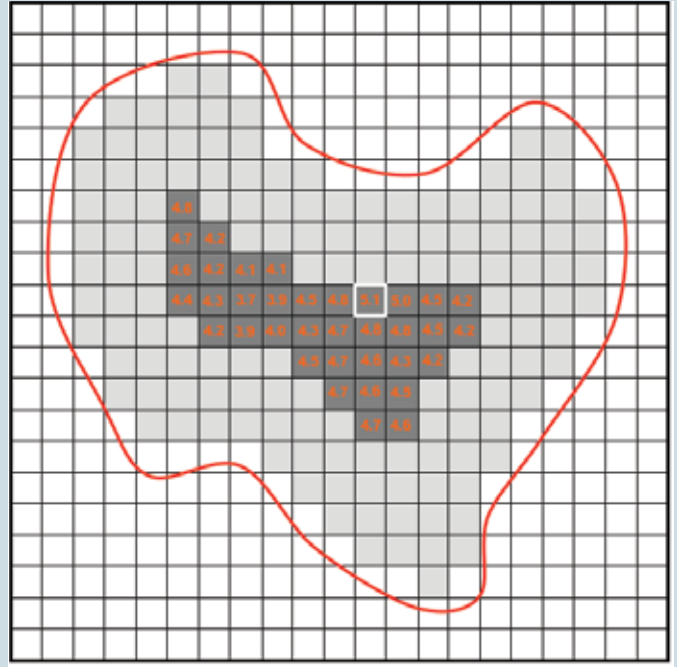
Peak Kerneli, her bir vokselin üst-örnekleme (supersampling) ile hesaplanan ve merkezleri kürenin içinde bulunan bu üst-örnekleme voksellerin oranlanması ile elde edilen, küresel VOI'ye katkıda bulunan her bir vokselin oranı olan PET veri vokselinin rezolüsyonuna göre oluşturuluyor. (Şekil 6)

Peak Kernel, bir kere oluşturulduktan sonra, PET imajı içerisindeki herhangi bir vokselin Peak değerinin elde edilmesi için kullanılabilir. Bu, Peak Kernel'in merkez vokselinin, seçilen imaj vokseline hizalanarak bu değerlerin toplanması, daha sonra sonuçların kernel voksel değerlerinin toplamına bölünerek normalize edilmesiyle yapılıyor. Sonuç, o vokselle için Peak değeri oluyor. (Şekil 7)





Şekil 8: Hedef PET vokselinin belirlenmesi. Sadece VOI sınırları içerisinde kalan PET voksellerinin (orijinal PET veri rezolüsyonunda) Peak değerinin (açık gri vokseller) hesaplanmasında rol oynamasına izin verilir. Peak Kernelin hesaplanabileceği voksellerin alt kümesi, VOI içerisinde kalan Peak Kernelin sıfır-dışı tüm kernel vokselleri (kırmızı nokta ile merkezi gösterilen kernel mavi noktalar ile ifade edilmiştir) ile merkezlenebilen voksellerle sınırlandırılmıştır.



Şekil 9: Bir VOI'deki Peak değeri, hesaplanan Peak değeri en yüksek olan vokseldir

syngo TrueD'de tanımlanmış bir VOI için Peak değeri; VOI içerisinde, Peak Kernel'i VOI sınırlarının dışında kalan kernelin sıfır dışı herhangi bir elemanı olmadan ortalanabilen her vokseli için hesaplanıyor. (Şekil 8)
VOI içerisindeki olası tüm PET vokselleri için Peak Kernel hesabı, VOI için Peak değeri en yüksek bireysel Peak değeri olan vokseldir. (Şekil 9)

Sonuç

Tümörün terapiye olan yanıtının doğru gözlemlenmesi, efektif tedavinin sağlanması ve yeni terapilerin geliştirilmesi açısından son derece önemli. WHO kriterleri ve RECIST, tedavi yanıtının, anatomik görüntüleme modaliteleriyle izlenmesi konusundaki uyumunu kanıtlıyor. Güncel PECIST 1.0, 18F-FDG-PET tabanlı tedavi izleme için standartlaştırılmış bir çerçeve çalışması sunarak görüntüleme tabanlı terapi yanıtı değerlendirmenin gücünü artırmayı amaçlıyor. PERCIST 1.0, *syngo* TrueD'nin güncel versiyonlarınca destekleniyor.

Referanslar:

1. WHO handbook for reporting results of cancer treatment Geneva (Switzerland): World Health Organization Offset Publication No. 48; 1979
2. Therasse P, et al. (2000) New guidelines to evaluate the response to treatment in solid tumors European Organization for Research and Treatment of Cancer, National Cancer Institute of the United States, National Cancer Institute of Canada J Natl Cancer Inst, 92, 205-216
3. Eisenhauer EA, et al. (2009) New response evaluation criteria in solid tumors: revised RECIST guideline (version 1.1) Eur J Cancer, 45, 228-247
4. Wahl RL, et al. (2009) From RECIST to PERCIST: Evolving considerations for PET response criteria in solid tumors J Nucl Med, 50, 1225-1505
5. Choi H, et al. (2004) CT evaluation of the response of gastrointestinal tumors after imatinib mesylate treatment: a quantitative analysis correlated with FDG PET findings Am J Roentgenol, 183(6), 1619-28
6. Llovet JM, et al. (2008). Sorafenib in advanced hepatocellular carcinoma. N Engl J Med, 359(4), 378-90.
7. Kelly M, (2009) SUV: Advancing Comparability and Accuracy (white paper) Available at: <http://siemens.com/mi>
8. *syngo.via* product page. Siemens Medical Solutions, USA, Inc Web site Available at: <http://siemens.com/syngo>
9. Advani R, et al. (2007) Impact of positron

emission tomography on prediction of freedom from progression after Stanford V chemotherapy in Hodgkin's disease J Clin Oncol, 25, 3902-7

10. Kostakoglu L, et al. (2006) FDG-PET after 1 cycle of therapy predicts outcome in diffuse large cell lymphoma and classic Hodgkin disease Cancer, 107, 2678-87
11. Gallamini A, et al. (2006) The predictive value of positron emission tomography scanning performed after two courses of standard therapy on treatment outcome in advanced stage Hodgkin's disease Haematologica, 91, 475-81
12. Zhao J, et al. (2007) Therapeutic evaluation and prognostic value of interim hybrid PET/CT with (18)F-FDG after three to four cycles of chemotherapy in non-Hodgkin's lymphoma Hematology, 12, 423-30



SIEMENS

Mümkün olan en düşük doz ile yüksek kalitede sonuç elde edin.

CARE (Combined Applications to Reduce Exposure), mükemmel tanısal ve girişimsel sonuçlar sağlarken, radyasyon dozunu azaltmanıza yardımcı olur.

www.siemens.com/healthcare

Hayat değerlidir. Biz, hayatınızı radyasyondan korumak için çalışıyoruz. Bu nedenle, doz azaltımında yeniliklerin öncüsü olan Siemens, tanısal ve girişimsel alanların tümüne uzun süredir kapsamlı bir yaklaşım göstermektedir. Siemens'in CARE standardı, hekim ve hastaların ihtiyaçlarını karşılamak için geniş bir yelpazede ileri teknoloji ve uygulamaları bir araya getirir.

Bu, mükemmel tanısal ve girişimsel sonuçlar sağlarken, uygun dozda radyasyonu mümkün kılar.

Hayat değerlidir - CARE kullanın. Daha fazla bilgi için: www.siemens.com/healthcare

Answers for Life.

SIEMENS



BT'ye bakış açınızı değiştiriyoruz.

SOMATOM Perspective

www.siemens.com/somatom-perspective

Siemens'in yeni nesil BT sistemiyle tanışın. SOMATOM Perspective, tepeden tırnağa medikal, teknik ve finansal verimlilik için dizayn edilmiştir. Etkin bir tarama sağlamak için, otomatize edilmiş bir yazılım çözümüne sahiptir.

Bu sayede sisteminizin ömrünü uzatırken, aynı zamanda düşük dozlu, yüksek kaliteli görüntüler de elde edebilirsiniz.

Sağlık alanındaki başarınızı, yeni SOMATOM Perspective ile güçlendiriyoruz.

Answers for Life.